Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. K.-P. Schulitz

Einige Aspekte zur Belastbarkeit des Os Naviculare pedis

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

EUGEN BREIMANN
und
ROLF JUNKER

– 1982 –

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536505_0028

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. K.-P. Schulitz

Einige Aspekte zur Belastbarkeit des Os Naviculare pedis

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

EUGEN BREIMANN
und
ROLF JUNKER

– 1982 –

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez. Prof. Dr. H. T. Brüster

Referent:

gez. Prof. Dr. K.-P. Schulitz

Korreferent:
gez. Prof. Dr. Gottfried Arnold

Widmung

Den lieben Eltern

I n h a l t s v e r z e i c h n i s :

Seite

Teil A: Allgemeiner Teil
vorgelegt von E. Breimann und R. Junker

1. Einleitung 1
2. Anatomie des Os naviculare pedis 3
3. Die Sprunggelenke 6
4. Frakturen des Os naviculare pedis 11
5. Problemstellung 28

Teil B: Untersuchungen am isolierten Os naviculare
vorgelegt von: Eugen Breimann 29

1. Historischer Überblick und Problemstellung 30
2. Material und Methode 32
3. Ergebnisse und anschließende Besprechung 41
4. Zusammenfassung zu Teil B 61

Teil C: Modellversuche zur Fraktur des Os naviculare 63
vorgelegt von: Rolf Junker

1. Material und Methode 64
2. Versuchsaufbau und -durchführung 69
3. Ergebnisse 71
4. Besprechung der Ergebnisse 75
5. Zusammenfassung zu Teil C 88

Teil D: Ausführliche Besprechung der in unseren Untersuchungen gewonnenen Resultate 90
vorgelegt von: R. Junker und E. Breimann

1. Vergleich mit den in der Literatur bekannten Bruchmechanismen 91
2. Ein neues Modell zur Ätiopathogenese der Navicularfraktur 99
3. Zusammenfassung 101

Teil E: 1. Quellenverzeichnis 104
2. Bildquellennachweis 110

Einleitung

Über die **Ätiopathogenese der Navicularfraktur** geben die verschiedenen Autoren unterschiedliche Mechanismen an. Dabei werden übereinstimmend Stürze aus großer Höhe und das Auftreffen schwerer Lasten als klassische Bruchursachen angesehen. - Allerdings können alle Autoren Frakturen, die bei relativ leichter Gewalteinwirkung entstanden sind, schwer einordnen.

FINSTERER und DEUTSCHLÄNDER unterscheiden zwischen **direkten** (z.B.: das Auftreffen schwerer Lasten) und **indirekten** (Stürze aus großer Höhe) **Bruchmechanismen**. - Ob die entscheidende Tatsache für den Bruch in einer Erhöhung des Längsgewölbes (DEUTSCHLÄNDER) oder in einer Abflachung des Längsgewölbes (FINSTERER) zu suchen ist, darüber besteht keine Einigkeit. Auch der von DEWAR und EVANS geschilderte Fall (Seite) läßt sich schlecht in oben aufgeführtes Schema einordnen. MAIN und JOWETT haben die Brüche nach der einwirkenden Kraft klassifiziert und geben für jede Kraftrichtung einen speziellen Wirkungsmechanismus und eine Lokalisation der Bruchlinie an.

Allerdings beruhen ihre Angaben auf klinischen Untersuchungen; das heißt, auf Röntgenaufnahmen und den Anamnesen.

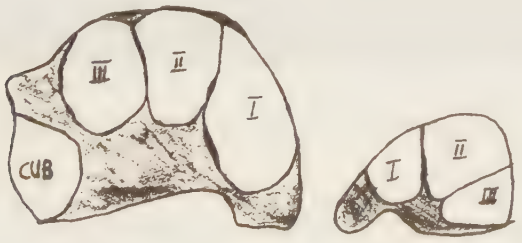
Dies veranlaßte uns, uns eingehend mit den Bruchmechanismen zu beschäftigen, zumal in der letzten Zeit auch Navicularfrakturen bei Sportlern auftraten, die ihren Fuß in starker Knickstellung belasteten (KRAHL).
Daher haben wir **Daten über das isolierte Os naviculare pedis** gesammelt (BREIMANN). Zur Untersuchung verwendeten wir 24 Paare von Naviculären, die wir aus frisch verstorbenen Leichnamen entnahmen. - Die **Längenänderung** bei Kompression wurde an genau definierten Meßpunkten mittels Foliendehnungsmeßstreifen gemessen.
Da aber, gerade am Fuß, kein einzelner Knochen als unabhängig

betrachtet werden kann, haben wir das **Naviculare "im Verband"** getestet. - Dazu haben wir in einem von uns entwickelten Modell fünf frisch amputierte Beine unter Belastung in den einzelnen Fußstellungen getestet (JUNKER).

Bevor wir uns mit den einzelnen Versuchen beschäftigen, wollen wir kurz auf die Anatomie des Os naviculare pedis und die Mechanik der Sprunggelenke eingehen.

Zur Anatomie des Os naviculare pedis

Das **Os naviculare pedis**, das Os centrale des menschlichen Fußes, ist zwischen die Reihen der proximalen und distalen Fußwurzelknochen, dem Tarsus, geschaltet.
Interessant ist, daß dieses wichtige Element des Tarsus und speziell des medialen Längsgewölbes als letzter dieser Knochen ossifiziert. "Allgemein wird heute angenommen, daß die ersten Anzeichen für die Verknöcherung im vierten, die normale Periode der Verknöcherung im fünften Lebensjahr abgeschlossen ist. - Aus der Radiologie ist jedoch bekannt, daß die ersten Knochenkerne im zweiten Lebensjahr auftreten, im dritten Lebensjahr praktisch immer vorhanden sind," WOOD JONES. Dieser beschreibt weiter: "Aus den Berichten von PARSON und DAVIS, PATERSON (1929) und FLECKNER (1933) geht hervor, daß die Zeitspanne der Ossifikation großen Schwankungen unterworfen ist; auch die Zahl der möglichen Knochenkerne ist sehr inkonstant; sie können doppelt oder mehrfach auftreten."



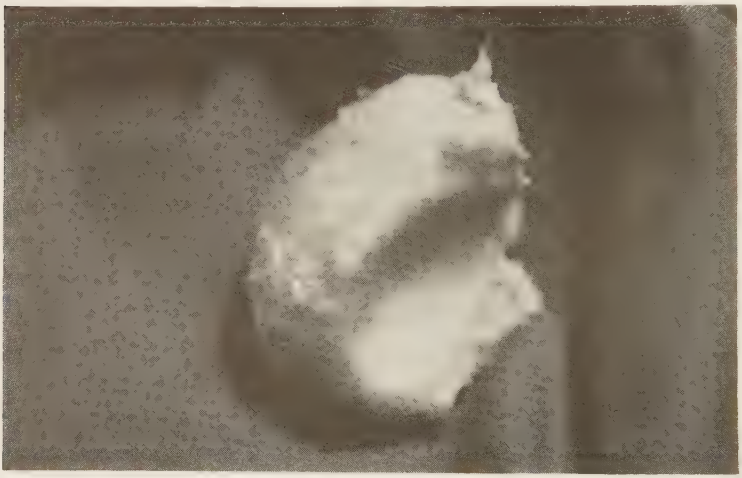
(Abb.: I.2.1.: Abbildung der distalen Flächen zweier Naviculare, um den Form- und Größenunterschied zu veranschaulichen. Schema nach WOOD JONES)

Auch Form und Größe des Naviculares schwanken im Bereich des Normalen erheblich (Abb.: I.2.1).

Anatomisch gesehen stellt das Naviculare einen längsovalen körper

dar, der sich vom Fußrücken zur Plantarfläche hin verjüngt. Die am Fußrücken gewölbte Fläche des Naviculares geht medial in einen tastbaren Knochenvorsprung über: die ***Tuberositas ossis navicularis****, welche dem Musculus tibialis posterior als Ansatz dient. (Abb.: I.2.2.).*

Auf der ***proximalen Fläche*** *besitzt es eine stark konkave Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Caput tali. Nach unseren Untersuchungen schwankt die Fläche zwischen 2,1 und 4,8 cm².*



(Abb.: I.2.2.: Linkes Naviculare eines 38-jährigen Mannes)

Die ***distale Fläche*** *weist die konvexen Gelenkflächen für die drei Keilbeine auf. Die Gesamtheit ihrer Flächen schwankt zwischen 2,7 und 6,5 cm². Im Allgemeinen scheint die distale Gelenkfläche größer als die proximale.*

Lateral kann sich an die Gelenkflächen für die Cuneiforme eine ***weitere Gelenkfläche für das Würfelbein*** *anschließen. Ob diese Gelenkfläche als regelmäßig anzusehen ist oder nicht, darüber gehen*

die Meinungen auseinander. Wir fanden bei 48 untersuchten Naviculären 14 solcher Flächen.

Außer den Schwankungen in Form und Größe sind eine Reihe von Varietäten bekannt. MARTI gibt nach der Reihenfolge der Häufigkeiten folgende **Varietäten** an:

Os tibiale externum	10,2 %
Os infranaviculare	0,7 %
Os supranaviculare	Einzelbeobachtungen
Os naviculare pedis bipartitum	Einzelbeobachtungen

Hinzu kommen noch die mit 2 % angegebenen **Synostosen** mit den Nachbarknochen. – Zur Pathologie dieser Varietäten sei hier nur soviel gesagt: Vom **Os tibiale externum** ist bekannt, daß es Beschwerden machen kann. Das Gleiche gilt für die **Coalitio talonavicularis.** Von der **Coalitio calcaneonavicularis** ist bekannt, daß sie zu Fußdeformitäten in Form einer Hohl – Klumpfußstellung leichten bis mittelschweren Grades führt. Die anderen Varietäten finden zumindest darin klinisches Interessen, daß man sie mit den ohnehin schwer zu diagnostizierenden Navicularbrüchen verwechseln kann.

Die Sprunggelenke

Am Fuß lassen sich **zwei Hauptgelenke** unterscheiden. Davon stellt das eine, als **oberes Sprunggelenk**, die Verbindung der Unterschenkelknochen mit dem Talus dar: Bei Hebung des Fußes ist der Gelenkschluß am festesten, bei gesenktem Fuß gibt der hintere Teil der Trochlea dem Sprungbein einen größeren Spielraum, so daß er, z.B. beim Sprung, den Stoß elastisch federnd abfangen kann.
Die Gelenkkapsel ist schlaff und dünn. - Die Gabelbänder, **Lig. tibiofibulare ant. et post.**, verlaufen in Streichrichtung der **Membrana interossea**. - Wie jedes Scharniergelenk wird auch das obere Sprunggelenk von Seitenbändern verstärkt. Medial liegt das **Lig. deltoideum**, das in die **Partes tibiotalaris, tibionavicularis** und **tibiocalcanearis** zerfällt. Lateral heißen die deutlich getrennten Züge nach den verbundenen Knochen: **Lig. talofibularis ant. et post.** und **Lig. calcaneofibulare**. Der Verlauf der Bänder sichert die Führung des Gelenkes.
Die stärkste Belastung der Seitenbänder erfolgt bei festgestelltem Fuß, wenn der Körper nach medial oder lateral umkippt. Nicht selten halten die Bänder und verursachen Abrißbrüche an ihren Ansätzen.
Die quere Drehachse des oberen Sprunggelenkes verläuft durch die beiden Malleolen. Aus der Normalstellung heraus ist eine Hebung der Fußspitze um 20° und eine Senkung um 30° gegeben. Nach LEITNER ist eine geringe Drehung des Fußes gegen den Unterschenkel möglich.

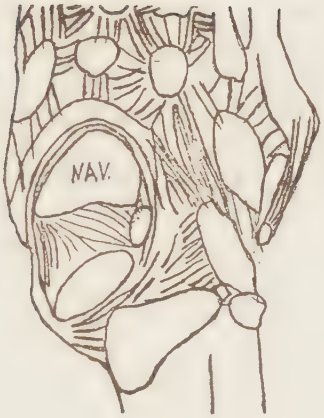


Abb.: I.3.2.: Schematische Darstellung des unteren Sprunggelenks. Talus ist entfernt. (Nach SOBOTTA/BECHER)

*Das **untere Sprunggelenk** ist wesentlich komplizierter aufgebaut: Die funktionell eine Einheit bildenden Gelenke zergliedern sich anatomisch in folgende Unterabteilungen: **Art. subtalaris** und **Art. talocalcaneonavicularis**. Beide Gelenke werden durch das **Lig. talocalcaneum interosseum** in eine hintere und eine vordere Kammer geschieden.*

*Das hintere Gelenk, **Art. subtalaris**, besteht aus der schwach konvexen **Facies articularis post. tali** und der konkaven Gelenkflächen des Taluskörpers. - Das vordere Gelenk, **Art. talocalcaneonavicularis**, besteht aus den **Facies medialis** und **anterior** des Calcaneus und der nach vorn folgenden eiförmigen Pfanne des Naviculare. Diese bilden eine Pfanne um das Caput tali. Die noch bestehende Lücke dieser Pfanne wird durch das **Lig. calcaneonaviculare plantare** geschlossen. Dieses fesselt zum einen das Naviculare an den Calcaneus, zum anderen trägt es eine überknorpelte Gelenkfläche zum Talus hin.*

Jede Kammer hat eine eigene Gelenkkapsel, die sich an den

Gelenkrändern befestigt. Als Scheidewand fungiert das überaus kräftige **Lig. talocalcaneum** interosseum. Deren Fasermassen sind so angeordnet, daß der hintere, schräg nach vorne verlaufende Anteil, bei Supination, und der vordere, medianwärts aufsteigende Anteil, bei Pronation gespannt ist. Auch in der Kapselwand lassen sich Faserzüge abgrenzen, die an allen vier Seiten den Taluskörper mit dem Calcaneus verbinden. Von diesen sind die **Lig. talocalcaneum** mediale et laterale die stärksten. Allerdings kommt den auf das untere Sprunggelenk übergreifenden Anteilen der Seitenbänder die größere Bedeutung zu.

Im Allgemeinen läßt sich sagen, daß die stärksten Bänder des Fußes um die Sprunggelenke verteilt sind.

Die Bewegungen im unteren Sprunggelenk lassen sich durch eine gemeinsame Kompromißachse erklären, welche medial in den Talushals eintritt, den Sinus tarsi kreuzt und am dorsolateralen Aspekt des Calcaneus wieder austritt. (Abb.: I.3.2. und I.3.3.). MANTER berichtet, daß diese Achse 42° von der Transversalebene und 16° von der Sagittalebene abweicht. Bei einer Drehung um eine derart schräge Achse ist eine **Supination** - Hebung des medialen Fußrandes - immer eine Adduktion und Plantarflexion, und bei einer **Pronation** - Hebung des lateralen Fußrandes - entsprechend mit einer Abduktion und Dorsalflexion verbunden.

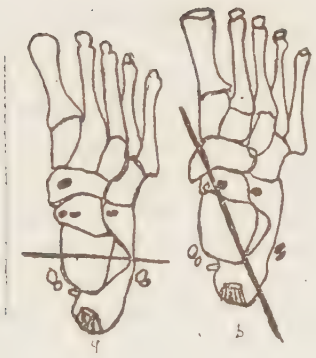


Abb.:I.3.3.

a) oberes Sprunggelenk
Extensoren schwarz
Flexoren hell
b) unteres Sprunggelenk
Pronatoren schwarz
Supinatoren hell
Entnommen aus BENNINGHOFF/GOERTLER

Der Umfang der Einzelbewegungen beträgt für Pro- und Supination durchschnittlich 13°, desgleichen für Ab- und Adduktion. Für Plantar- bzw. Dorsalflexion beträgt das Bewegungsausmaß durchschnittlich 7° (BENNINGHOFF/GOERTLER). Allerdings läßt sich der Bewegungsumfang durch Mitbewegung im Chopartschen Gelenk erheblich erweitern.
Abbildung I.3.3. zeigt die Wirkung der Fußmuskulatur auf die Sprunggelenke. Alle Muskeln, die vor der Knöchelachse verlaufen, sind Fußheber, Dorsalflektoren; diejenigen, die hinter der Knöchelachse verlaufen, sind Fußsenker, Plantarflektoren. Alle Muskeln, die lateral von der Achse des unteren Sprunggelenkes ansetzen, sind ***Auswärtskanter, Supinatoren****; diejenigen, die medial dieser Achse liegen, sind* ***Einwärtskanter, Pronatoren.***
Die sieben Fußsenker leisten mehr als viermal soviel Arbeit wie die vier Fußheber, da sie gegen die Schwerkraft arbeiten müssen. Die fünf

Supinatoren leisten mehr als doppelt soviel Arbeit wie die fünf Pronatoren.
Durch das Überwiegen der Plantarflektoren und Supinatoren, steht der frei herabhängende Fuß leicht supiniert und plantarflektiert.
Wird der Fuß belastet, gerät er in eine leicht pronierte Stellung, welche von den gedehnten Supinatoren, mit Ausnahme des Triceps surae, aufgefangen wird. Wird der belastete Fuß beim Gang abgerollt, erfolgt eine leichte Supination.
Zusammenfassend läßt sich sagen, daß der mediale Fußrand wesentlich stärker unterstützt wird als der laterale, sowohl durch die langen, als auch durch die kurzen Fußmuskeln. Die Hauptbedeutung kommt dem **Musculus tibialis post.** und dem **Musculus peroneus longus** zu, deren Sehnen sich wie zwei Traggurte kreuzen und somit das Längsgewölbe verspannen. Außerdem verspannt noch die Sehne des **Flexor hallucis longus** das Längsgewölbe. Auch die anderen Fußmuskeln, insbesondere die Zehenmuskeln, sind vor allem Spannmuskeln des Längsgewölbes.
Folgende Antagonisten kommen für eine Abflachung des Längsgewölbes in Betracht: **Triceps surae, Tibialis ant., Extensor dig. longus, Peroneus tert.** und **Extensor hallucis long.**

Frakturen des Os naviculare pedis

Frakturen des Os naviculare pedis sind relativ seltene Ereignisse. HOFFMANN gibt 25 Fälle an, JOURDAN gibt bei 135 Fußwurzelbrüchen 11 Naviculabrüche, davon 5 isolierte Frakturen an; LEMMEN (1907) hat die Häufigkeit für Navicular- und Würfelbeinbrüche der Fußwurzelknochen mit 0,75 % angegeben. WILSON fand bei seinen Untersuchungen in 0,25 % aller Brüche die des Naviculare.
Im Gegensatz dazu erklären DEUTSCHLÄNDER (1907) und LEHMANN u. ESKELES (1928), daß Brüche des Naviculares gar nicht so selten seien.
HOFFMANN schreibt 1907 dazu: "... Mir scheint es sehr darauf anzukommen, was man unter einer Fraktur des Os naviculare pedis versteht. Bezeichnet man mit diesem Ausdruck Brüche des Kahnbeins, bei gleichzeitig vorhandenen anderen Brüchen von Fußwurzelknochen, so kann man dieser Behauptung vielleicht beistimmen. Ich verstehe aber nicht rechts, weshalb man bei einem Bruch von Fußwurzelknochen, bei dem das Kahnbein mitfrakturiert, gerade als einen Bruch des Kahnbeins bezeichnen soll." ... "Ist es doch viel richtiger, den Bruch nach dem größeren Knochen zu nennen." - Ähnliche Streitigkeit herrscht bei der Frage, ob man Subluxationsfrakturen und Dislokationsfrakturen zu den Frakturen des Kahnbeins rechnen soll, oder ob man sie zu den Verletzungen des Chopartschen Gelenkes zuordnen soll (FINSTERER 1908).
Noch weiter geht die Verwirrung, wenn man die Brüche zu **klassifizieren** versucht. EICHENHOLTZ und LEVINE beschreiben dazu sehr anschaulich: "Klassifikation dieser Frakturen wurden verschiedentlich beschrieben als Abschlag-, Zertrümmerungs- und Zerquetschungsfrakturen, WILSON; Brüche des dorsalen Randes, Tuberositasabrisse, Transversalbrüche, WATSON-JONES; des dorsalen Randes, Tuberositasbrüche und Transversalfrakturen, CAVE; des dorsalen Randes oder Abrißfrakturen, Tuberositasfrakturen und Dislokationsfrakturen, DE PALMA."
Um uns nicht in **Definitionen** zu verlieren, wollen wir uns an die im Folgenden gegebenen Definitionen halten.
Unter den Brüchen des Os naviculare pedis wollen wir sowohl

isolierte als auch die in Verbindung mit anderen Frakturen auftretenden Naviculabrüchen zählen.
Haben doch DEWAR und EVANS gezeigt, daß "banale" Tuberositasabrisse weitere Verletzungen anderer Gelenke bedingen können.
Wir stimmen daher nicht mit HOFFMANN überein, sondern glauben, daß der Bruch nach der ursprünglichen Verletzung benannt werden sollte. Aus diesem Grunde wollen wir auch, im Gegensatz zu FINSTERER, Dis- bzw. Subluxationsfrakturen zu den Kahnbeinbrüchen zählen.

- An den Brüchen des Os naviculare pedis **unterscheiden** wir:

1. Tuberositasabrisse
2. Brüche des Navicularkörpers
   a) Abrissbrüche
   b) Transversalbrüche
   c) Längsbrüche
3. Zertrümmerungsfrakturen
4. Dis- bzw. Subluxationsfrakturen des Naviculare

Ätiologie der Navicularfrakturen

Als Entstehungsursache des Naviculabruches werden übereinstimmend **Stürze aus großer Höhe**, und das **Auftreffen schwerer Lasten** als klassische Ursache angegeben.
DEUTSCHLÄNDER (1907) berichtet über 3 Fälle von Frakturen des Kahnbeines, die bei relativ **leichter Gewalteinwirkung** zustande gekommen sind. Er gibt in einem Fall das Umkippen des Fußes auf ebener Erde, in einem zweiten, das Umknicken beim Tanzen und in einem dritten Fall das Ausgleiten über zwei Treppenstufen als Bruchursachen an. Über ähnliche Fälle berichten auch DEWAR und EVANS, sowie LOISON und auch MAIN und JOWETT. DEWAR und EVANS berichten über eine 66-jährige Frau, die beim Heruntergehen einer Treppe sich ihren Fuß verdrehte, als sie versuchte, die letzte Stufe

zu erreichen. LOISON berichtet über einen Soldaten, der einen Sturz dadurch meiden wollte, indem er die letzten 5 - 6 Treppenstufen heruntersprang. MAIN und JOWETT erzählen den Fall, daß eine Verletzung des Naviculares durch ein ungeschicktes Aussteigen aus dem Zug zustande gekommen ist. Auch der Fall, den KRAHL berichtet, daß sich eine Hochspringerin beim Anlauf zum "Phosbury-Flop" das Kahnbein gebrochen hat, ist unserer Ansicht nach zu diesen Fällen zu zählen.

Nach EICHENHOLTZ und LEVINE lassen sich im wesentlichen **drei Ursachen** für die Frakturen des Os naviculare pedis finden:

1. **Kleinere Gewalteinwirkungen**, bei denen die Patienten angeben, daß durch Verknicken, Verdrehen oder Verstauchen ein Navicularbruch entstanden sei.
2. Durch **Stürze aus großen Höhen**, bei denen der Fuß zur Zeit des Aufpralles meist plantarflektiert war.
3. **Durch direkte Traumen**, bei denen schwere Lasten auf den Fuß fallen oder durch ein Überfahren werden; auch Schläge bzw. Aufpralle auf die Ferse bei plantarflektiertem, festgestelltem Fuß, müssen zu diesen Bruchursachen zugeordnet werden.

Überhaupt scheint die **Fußstellung zur Zeit der Gewalteinwirkung** eine große Rolle zu spielen. So ist man einhellig der Meinung, daß die Plantarflexion zur Zeit des Unfalles wohl den Navicularbruch mitbedingt.

Dies brachte uns auf den Gedanken, daß auch andere Fußpositionen unter Gewalteinwirkung unterschiedliche Belastungen am Naviculare hervorrufen können.

Bruchmechanismen

Eine erste ausführliche Beschreibung finden wir bei FINSTERER. Er unterscheidet, wie bei allen Knochenverletzungen, zwischen **direkten** und **indirekten** Gewalteinwirkungen.
Er fährt fort: "Die direkten Frakturen sind, soweit sie isolierte Brüche darstellen, viel seltener als die indirekten." Als Beispiel gibt er das Auffallen eines schweren Gegenstandes auf den Fußrücken oder ein Überfahrenwerden als Bruchursache an. Seiner Meinung nach "... dürfte der **ungleiche Höhendurchmesser** für die isolierte Fraktur verantwortlich sein, der es ermöglicht, das viel höhere Naviculare nach Abflachung der Fußwölbung zwischen der harten Unterlage und dem auffallenden Gegenstand zu zerquetschen."
Über den nach DEUTSCHLÄNDERS verantwortlichen Mechanismus schreibt er: "DEUTSCHLÄNDER sucht für die direkten Frakturen einen anderen Mechanismus. Er nimmt an, daß auch hier ein **indirekter Mechanismus** zustande kommt, derart, daß durch den auffallenden Gegenstand zunächst die **Spannung des Fußgewölbes** vermindert wird, wodurch die Verbindungen zwischen Talus und Naviculare gelockert werden, so daß sich beide Knochen gegeneinander verschieben. Wenn nun die Gewalt bei feststehendem Hinterfuß noch weiter einwirkt, so können Taluskopf und Naviculare mit solcher Gewalt aneinander gepresst werden, daß es zur Fraktur kommt."
Für die Entstehung der **indirekten isolierten Navicularfrakturen** gibt FINSTERER als Bruchursache den Fall bedeutender Höhe (4 bis 18 Meter), oder ein Auftreffen des plantarflektierten Fußes beim Sprung an. Er erklärt diesen Mechanismus wie folgt: "... Als häufigste Ätiologie der Fraktur der Fußwurzelknochen überhaupt ist der **Sturz aus bedeutender Höhe** zu nennen. - Ist im Moment des Auftreffens am Boden der Fuß maximal plantarflektiert, so wirkt die lebendige Kraft des fallenden Körpers zuerst im Sinne der forcierten Steigerung der Inflexion, also zu einer Vermehrung der Fußwölbung; es kommt zu einer Zerreißung der dorsalen Bänder, zur Luxation zwischen Talus und Naviculare. Sind aber die Bänder widerstandsfähig genug, so zerreißen sie nur teilweise; dafür stemmt sich der Taluskopf an den plantaren Teil des Naviculare und frakturiert diesen.

Wenn beim Sturz der Fuß nicht nur ***plantarflektiert****, sondern gleichzeitig auch* ***supiniert*** *gehalten ist, so wird auch diese Bewegung vermehrt. Der Effekt ist neben einer Fraktur des Naviculare ein bedeutendes Diastasieren des Gelenkes zwischen Calcaneus und Cuboideum. Umgekehrt wird bei der* ***Pronation*** *und gleichzeitigem Auftreffen des inneren Fußrandes die Gelenkverbindung medial zerrissen, der laterale Anteil des Naviculare durch den Taluskopf frakturiert, und außerdem aber auch das Würfelbein gebrochen. - Durch die radikale Vermehrung der Pronation kann gelegentlich auch das Sustentaculum tali, das ja dieselbe hindert, abgebrochen werden.*

Wenn aber beim Sturz der Fuß nicht nur ***plantarflektiert****, sondern, unter Aufhebung der normalen Fußwölbung, auch* ***reflektiert*** *gehalten wird, so wirkt die Gewalt auf einen langen, geraden Knochen in der Richtung seiner Längsachse und erzeugt in diesem einen Stauungsbruch. Da nun das Naviculare in diesem System der kürzeste und dabei breiteste Knochen ist, besitzt dieser die geringste Widerstandskraft; er wird daher zuerst brechen und erst, sekundär stellen sich Absprengungsfrakturen am ersten Keilbein und am Taluskopf ein.*

Diese ***Reflexion*** *findet sich auch besonders in jenen Fällen, wo der am Boden ruhende Fuß von einem* ***schweren*** *Gegenstand auf die Fersengegend von hinten her getroffen wird. Ein direktes Auftreffen auf den Calcaneus vermag allerdings nicht das mediale Fußgewölbe in seiner Längsrichtung zusammenzudrücken; wir müssen vielmehr annehmen, daß der breite auffallende Gegenstand die Unterschenkelgabel trifft und mit deren Hilfe den Talus in das Naviculare treibt."*

Die drei von DEUTSCHLÄNDER beschriebenen Fälle setzt FINSTERER in Beziehung zu den von HÄGLUND beschriebenen ***Tanzschäden des Os naviculare****. Allerdings lassen LILIENFELD und KIRSCHNER die Vermutung offen, ob es sich bei diesen Verletzungen, bei denen ja ein eigentliches Trauma fehle, nicht um einen überzählig angelegten Knochen handle - das* ***Os tibiale externum****. Soweit FINSTERER.*

LEHMAN und ESKELES (1928) machen zum Bruchmechanismus folgende Angaben: "In der Diskussion um den Bruchmechanismus muß die Einteilung in direkte und indirekte Gewalteinwirkung gewahrt bleiben."
Sie geben außerdem zu bedenken, ***daß ein Navicularbruch wohl kaum bei intakten Bändern vorkomme.*** *- Außerdem komme es, wenn man einen* ***Riß der dorsalen Bänder*** *postuliert, zu einer plötzlichen Kraftkonzentration über einem kleinen Gebiet des Knochens, so daß unter diesem Aspekt eine Fraktur des Naviculares leicht möglich erscheint.*
Dazu sei es interessant, daß die ***talonavicularen Bänder*** *eine größere Resistenz aufweisen als die* ***cuneonavicularen.***
Nach den Versuchen von LEHMAN und ESKELES ist das Ligamentum talonaviculare dorsalis dreimal so stark wie die ***dorsalen cuneonavicularen*** *Bandverbindungen.*
Der Bruchmechanismus von LEHMAN und ESKELES sieht demnach wie folgt aus: "Wir haben gesehen, daß die dorsalen cuneonavicularen Bandverbindungen zuerst reißen. Bei forcierter Plantarflexion zeigt sich nun, nachdem der Bandriß erfolgt ist, daß der scharfe untere proximale Winkel des ***Os cuneiforme mediale*** *auf der distalen Gelenkfläche des Naviculares reitet und sich als* ***einzelner Druckpunkt*** *in der Nähe des Naviculare befindet."*
Es ist leicht einzusehen, daß das Körpergewicht auf diesen einzelnen Punkt einwirkt, ihn in das Naviculare treibt und dieses frakturiert.

EICHENHOLTZ und LEVINE (1964) teilen die Navicularfraktur in drei Typen ein: - ***Kortkalisabrisse, Körper- und Tuberositasabrisse.***
Sie beschreiben, daß Torsionsverletzungen (twisting injuries) in der Lage sind, sowohl Tuberositas- als auch Navicularkörperbrüche zu verursachen. Dies könne durch den Zug des Muskulus tibialis posterior geschehen, welcher quasi seinen Ansatz an der Tuberositas herausreiße. Sie halten es aber für wahrscheinlicher, daß die starken Ansätze des ***Lig. talonaviculare plantare (spring ligament),***

verstärkt durch **Lig. deltoideum**, der Hauptfaktor für die Tuberositasabrisse seien. Das **Lig. deltoideum** wird gespannt, wenn der Fuß kräftig evertiert ist. Beim Fall wird somit die **Tuberositas** durch anwachsende Dehnung, die auf das Pfannenband übertragen wird, abgerissen und vom Naviculare weggezogen.

Durch diesen Verletzungsmechanismus können nach EICHENHOLTZ und LEVINE auch Körperbrüche verursacht werden, die dann als **unverschobene transversale Linie** im Röntgenbild erscheinen. Diese Art von Fraktur resultiert aus den entgegengesetzten Drehkräften der **dorsalen und plantaren Bänder**. - Bei intensiven Traumen soll eine Verschiebung eines dorsalen Fragmentes oder gar eine Zertrümmerung möglich sein.

"**Kortikalisabrisse** entstehen aus **Eversionen**, die das **Lig. tibionaviculare** spannen und so ein Stück der dorsalen kortikalen Oberfläche abreißen." Gerade diese Verletzung soll bei **Frauen doppelt so häufig** sein wie bei Männern, was EICHENHOLTZ und LEVINE dem Tragen von Schuhen mit hohen Absätzen zuschreiben.

Wenden wir uns nun dem Bruchmechanismus nach DEWAR und EVANS zu.

- Sie stellen den Fall einer 66-jährigen Frau vor, die ihren Fuß verdrehte, als sie versuchte, beim Abwärtsgehen einer Treppe, die letzte Stufe zu erreichen. Die Folge war ein **Tuberositasabriß vom Naviculare**, und eine Fraktur, welche das **Calcaneocuboidale Gelenk** (Subluxationsfraktur) mit einbezog.

DEWAR und EVANS erklären den Mechanismus wie folgt:

"Bei dem Sturz wird der Vorfuß in eine **Abduktion** gezwungen. Es entsteht eine **Abrißfraktur** des Naviculare. Der Vorfuß, von seinem medialen Halt befreit, verstärkt die Abduktion und produziert eine **Kompressionsfraktur**, die das **Calcaneocuboidale Gelenk** mit einbezieht (Abb.: I.4.1.)

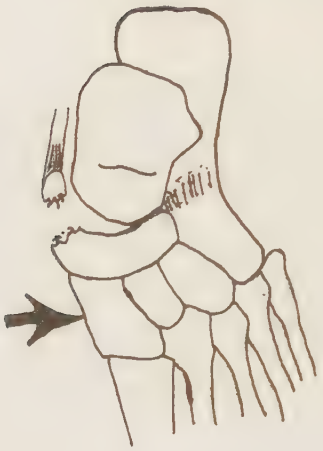


Abb.: I.4.1.: Schematische Darstellung des Bruchmechanismus nach DEWAR und EVANS (1968; (9)).

An dieser Stelle möchten wir auch auf einen von KRAHL et al. veröffentlichten Fall (1978) hinweisen, der auf eine neue Problematik aufmerksam macht: "... Kinematographische Untersuchungen der Fußbelastung in der ***Absprungphase beim (Phosbury) Flop*** *ergaben extreme Beanspruchungen und Deformierungen des* ***Rückfußes,*** *wobei der* ***hintere*** *Anteil des Längsgewölbes besonders getroffen ist. Sie können die Erklärung für das Auftreten von* ***'Ermüdungsbrüchen'*** *des Kahnbeines sein, die bisher nicht bekannt sind..." (Abb.: I.4.2.)*

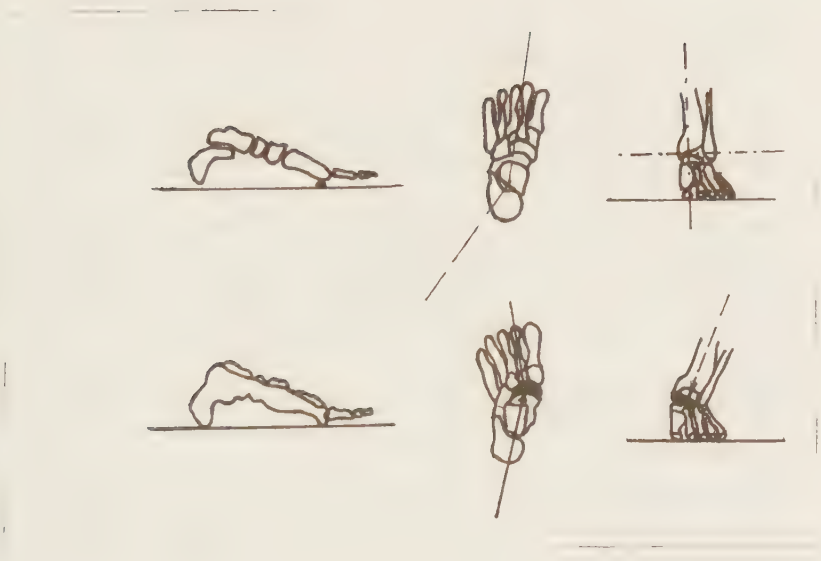


Abb.: I.4.2.: Schematische Darstellung der Belastung des Fußes beim Absprung zum "Phosbury-Flop" im Vergleich zur normalen Fußstellung. Mod. nach KRAHL.

KRAHL begründet diese Ermüdungsfraktur wie folgt:
"Zusammengefaßt resultiert durch den flopspezifischen Bewegungsablauf eine erhöhte Belastung des Längsgewölbes im Sinne von unphysiologischen Stauch- und Scherungskräften, für die ausreichende muskuläre, ligamentäre oder osseäre Sicherungsstrukturen fehlen. Sie sind abhängig von Größe und Richtung des Brems- und Beschleunigungsstoßes. Sie werden sich in erster Linie auf das Os naviculare auswirken müssen, das als Schlußstein des Längsgewölbes im Schnittpunkt der einwirkenden Stauch- und Scherungskräfte liegt, und das deshalb hinsichtlich einer Knorpel- und Knochenschädigung besonders exponiert ist, wie wir am Beispiel der Ermüdungsfraktur einer Olympia-Teilnehmerin im Hochsprung demonstrieren konnten."
- Die veröffentlichten Röntgenaufnahmen zeigen eine ***Längsfraktur***

des Naviculare *in Höhe des Gelenkspaltes der* ***Cuneiforme intermediale et laterale.***

Bei einer Betrachtung der Bruchmechanismen darf natürlich eine ausführliche Besprechung des Bruchmechanismus nach MAIN und JOWETT nicht fehlen.

Sie verzichteten auf eine Unterteilung in direkte und indirekte Gewalteinwirkungen und klassifizieren sie nach der Richtung der einwirkenden Kraft in fünf Gruppen: mediale-, longitudinale-, laterale-, plantare Kräfte, sowie Zertrümmerungsfrakturen (crush-group).

Der ***medialen Krafteinwirkung*** *ordnen sie Stauchungs-, Subluxations- bzw. Dislokationsfrakturen sowie Torsionsfrakturen (swivel-fracture) zu.*

Die Stauchungsfrakturen, die durch die Belastung bei Inversion des Fußes auftreten, verursachen Abrißfrakturen am dorsalen Rand von Talus oder Naviculare und am lateralen Rand von Calcaneus und Cuboid.

Bei den Subluxations- bzw. Dislokationsfrakturen wird der Vorfuß nach medial verschoben, wobei der Rückfuß normalen Kontakt mit der Tibia behält.

Bei den Torsionsverletzungen, bedingt durch Stürze, dreht sich der Vorfuß nach medial und zerreißt die Artikulatio talonavicularis, ohne das calcaneocuboidale Gelenk zu beeinträchtigen. Der sich nach medial drehende Fuß ist weder evertiert noch invertiert, das intakte Lig. talocalcaneale interosseum wird zur Rotationsachse.

Für die ***longitudinalen Kräfte*** *geben MAIN und JOWETT das in Abbildung I.4.3. aufgeführte Schema an:*

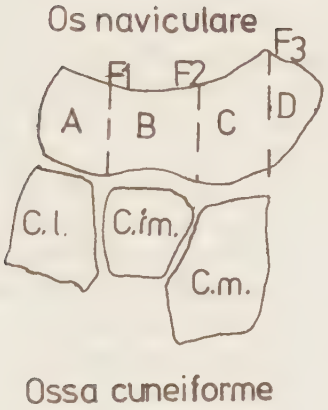


Abb.: I.4.3.: Schematische Darstellung der möglichen Frakturlinien (F1, F2, F3), der durch die Frakturen entstehenden Segmente A - D und der 3 Ossa cuneiforme Centrosomen aus MAIN und JOWETT.

"Bei manchen Unfällen, bei denen der Fuß zur Zeit des Aufpralles plantarflektiert war, treten Kräfte auf, die entlang den Strahlen der Metatarsalia wirken, diese komprimieren das Naviculare zwischen den Keilbeinen und dem Taluskopf und verursachen Scherkräfte zwischen den intercuneiformen Gelenken.
Somit verursachen **kleinere longitudinale Kräfte**, die entlang den Strahlen wirken, Frakturen in Frakturlinie 1 zwischen den Segmenten A und B, oder entlang Frakturlinie 2 zwischen B und C.
Größere longitudinale Kräfte, entlang des ersten Strahles, zertrümmern Segment C und können dann Segment D, zusammen mit Fragmenten von C, nach medial verschieben.
Kräfte, entlang des zweiten Strahles, zertrümmern B und displa-

zieren Segment CD zusammen mit Anteilen von B nach medial. Das Metatarsale zwei ist ebenfalls nach proximal verschoben.

Kräfte, den lateralen Strahlen entlang, tendieren dazu, den Vorfuß nach medial zu verschieben. Segment A wird durch Cuneiforme laterale zertrümmert, BCD wird nach medial verschoben, meist zusammen mit einer Stoß (impaction)- Fraktur des Taluskopfes. Außerdem ist eine mediale Verschiebung des calcaneocuboidalen Gelenkes zu finden, das die Verwandtschaft dieser Gruppe mit den medialen Frakturen anzeigt. Wenn der Fuß zur Zeit des Aufpralles weniger stark plantarflektiert ist, kommt noch eine Dorsalflexions-Komponente hinzu. Der Talus wird gegen den unteren Anteil der proximalen Gelenkflächen des Naviculare gedrückt. - Die longitudinale Komponente scheint dabei nicht auf einzelne Strahlen begrenzt zu sein. - Häufig tritt der Bruchspalt quer zu den Linien 1 und 3 auf, unter Zertrümmerung der unteren Pole von B und C; das größere intakte obere Fragment von BC wird nach dorsal verschoben, wobei das Lig. talonaviculare dorsale und (oder) das Lig. cuneonaviculare reißen.

Weniger häufig treten **Brüche quer zu Frakturlinie 2** auf; sie zertrümmern die unteren Pole von B und C, das obere Segment AB wird nach dorsal verschoben.

Bei Kräften entlang den **lateralen Strahlen**, kombiniert mit einer **dorsalen Komponente**, wird Segment BCD nach dorsal verschoben, unter Zertrümmerung von A. Das Lig. cuneonaviculare bleibt gewöhnlich intakt; wenn es ebenfalls reißt, rotiert Segment BCD um seinen medialen Bandansatz."

Bei den **lateralen Kräften** geben MAIN und JOWETT Verstauchungs-, Subluxations- und Torsionsfrakturen an.

Verstauchungsfrakturen sollen gewöhnlich nach Stürzen aus kleineren Höhen auftreten, wobei die vordere Kammer des unteren Sprunggelenkes in Valgusstellung gezwungen wird, die dann Tuberositas- oder Kortikalisabrisse verursachen.

Bei **Stürzen aus größeren Höhen** oder beim **Überfahren** werden, sollen Subluxationsfrakturen auftreten, wobei das Art. talonavicularis subluxiert wird, wodurch hingegen das laterale Gewölbe wegen der

der Zertrümmerung des Art. calcaneo cuboidale kollabiert.

Eine **laterale Torsionsfraktur** ist nach MAIN und JOWETT z.B. dadurch entstanden, daß ein Patient ungeschickt aus einem Zug stieg.

Durch **plantare Kräfte** treten Verstauchungs-, Subluxations- bzw. Dislokationsfrakturen auf.

Bei den **Stauchungsfrakturen** treten Kortikalisabrisse, oder Absprengungen am Proc. ant. calcanei oder am Talus auf. Sie werden z.B. verursacht durch Motorradunfälle, wobei der Fuß unter das Motorrad zu liegen kommt.

Subluxations- und Dislokationsfrakturen treten nach MAIN und JOWETT bei Stürzen mit festgestelltem Fuß oder auch bei Motorradunfällen auf. Die Verletzung kann unterhalb der Art. calcaneocuboidale auftreten. Die Dislokation steht im Gegensatz zur plantaren subtalaren Dislokationsfraktur, bei der das Lig. talocalcaneum zerreißt.

MAIN und JOWETT berichten noch über **drei Zertrümmerungsfrakturen**. Sie wurden verursacht, als der Fuß eines Motorradfahrers von einem aufkommenden Auto überfahren wurde.

Diese Zertrummerungen zeigen **keine konstanten Merkmale**. Komplizierte Wunden wurden nur in dieser Gruppe festgestellt. Eine weitere Zertrümmerungsfraktur trat durch den Aufprall eines tonnenschweren Gewichtes auf.

Symptome

Die Symptome nach einem Navicularbruch sind 1908 von FINSTERER ausführlich beschrieben worden. Die Ausführungen anderer Autoren können als Bestätigung FINSTERERS dienen und sollen an dieser Stelle nicht zusätzlich behandelt werden.
FINSTERER gibt im wesentlichen sieben Symptome an, die hier noch einmal aufgeführt seien, da wir seit FINSTERER keine so ausführliche Besprechung im Schrifttum angetroffen haben:

1. Ein **kurzer spontaner Schmerz** im Augenblick der Verletzung. **Bewußtlosigkeit** gehört nach FINSTERER nicht zur Symptomatik des Kahnbeinbruchs, kann aber, je nach Schwere des Traumas, einmal auftreten.
2. Eine alsbaldige **Schwellung des Fußes**, die sich entweder gleichmäßig auf dem Fußrücken ausbreitet oder aber, was mehr charakteristisch ist, sich vor beiden Malleolen ausbreitet. Diese nimmt unbehandelt während der ersten 24 Stunden zu und kann ein weiteres charakteristisches Symptom verdecken:
3. ein stärkeres **Hervorragen der Tuberositas ossis navicularis** an der medialen oder dorsalen Seite des Fußes. Diese ist nach FINSTERER zudem bei Palpation äußerst schmerzhaft.
4. Ein weiteres klassisches Symptom ist das **aufgehobene Gehvermögen**. Dieses kann dazu führen, daß eine Bewegung nur unter starken Schmerzen möglich ist oder aber, daß schon die Belastung des Fußes mit dem Körpergewicht starke Schmerzen verursacht.
5. Die **passive Beweglichkeit** ist bei Dorsal- und Plantarflexion frei, es sei denn, die über den Fußrücken ziehenden Sehnen verursachen diese Schmerzen. Pro- und Supination sind in der Regel deutlich eingeschränkt und zudem äußerst schmerzhaft. Ab- und Adduktion können, je nach der pathologischen Stellung, eingeschränkt oder gar schmerzhaft sein. **Krepitation** läßt sich nach FINSTERER nur selten nachweisen.
6. Die **Verkürzung des inneren Fußrandes** ist bei allen Fällen von

Kompressionsfrakturen des Naviculare pedis nach FINSTERER obligat.

7. *Ein wichtiges differentialdialdiagnostisches Merkmal zur Abgrenzung einer Naviculafraktur von einfachen Verstauchungen sieht FINSTERER* ***in der unterschiedlichen Schmerzhaftigkeit des Fußes bei Belastung in seiner Längsrichtung und senkrecht dazu.*** *Hier soll unter Belastung des Calcaneus beim Zehenstand ein größerer Schmerz in der Naviculargegend auftreten als die Belastung senkrecht dazu, wie sie zum Beispiel bei der Belastung des Fußes mit dem Körpergewicht im Stand (Normalposition) auftritt.*

Da, wie von fast allen Autoren beschrieben, Verletzungen des Naviculare spät zur Erkenntnis bzw. zur Behandlung kommen, soll hier auch auf die von FINSTERER festgestellten ***Symptome bei "alten" Navicularfrakturen*** *eingegangen werden.*

"Kommt die anfangs nicht erkannte oder überhaupt nicht behandelte Fraktur im veralteten Zustand zur Beobachtung, so sind die Symptome von der Größe des Zeitintervalls, der Art der vorausgegangenen Behandlung und der eventuellen Belastung durch frühzeitiges Gehen abhängig.

Die anfangs bedeutende ***Schwellung*** *nimmt nur selten langsam ab, ist noch nach vielen Monaten nachzuweisen und verleiht dem Fuß ein eigentümliches Aussehen. Mit ihrem Rückgang wird aber die charakteristische Prominenz in der Naviculargegend um so deutlicher und ist bereits mit dem inspizierenden Auge wahrnehmbar. Allerdings kann sie nach langer Zeit infolge Ablagerungen und Knochenneubildung der Umgebung, besonders der des Taluskopfes, wieder mehr zum Schwinden gebracht werden.*

Die ***Bewegung im oberen Sprunggelenk*** *werden wieder vollständig frei, vorausgesetzt, daß nicht zu lange dauernde Immobilisation des Fußes vorangegangen ist, die auch bei einfacher Distorsion eine Versteifung sämtlicher Fußgelenke zur Folge hat und damit die charakteristische Bewegungseinschränkung verwischt. Diese betrifft vorwiegend das vordere Sprunggelenk und äußert sich in verminder-*

ter Pronation und Supination bei freier Dorsal- und Plantarflexion. Die charakteristische **Verkürzung des inneren Fußrandes** bleibt in den unbehandelten Fällen dauernd bestehen und verbindet sich mit einer gleichzeitigen Adduktion des Vorfußes. Auch die **verschiedene Schmerzhaftigkeit** bei Belastung des Fußes **parallel** und **senkrecht zur Längsachse** des Fußes kann sich lange Zeit erhalten."

Daß sich ein 'traumatischer' Plattfuß ausbilden kann, liegt in der Natur einer Navicularfraktur und bedarf hier keiner weiteren Erläuterung.

Die Schwierigkeit bei der Diagnose von Kahneinbrüchen aufgrund von Röntgenaufnahmen wird von allen Autoren bestätigt. Wir möchten hier, zusammen mit MAIN und JOWETT, die Empfehlung aussprechen, bei allen Verletzungen, bei denen aufgrund der Anamnese und der Symptome eine Verletzung in Frage kommt, Aufnahmen in drei Ebenen anzufertigen:

lateral (tibiofibular)

dorsal

schräg von oben (oblique)

Die zusätzliche Strahlenbelastung dürfte im Vergleich zur nicht gestellten Diagnose das kleinere Übel sein.

Diagnose

Die Diagnose 'Kahnbeinbruch' sollte mit Hilfe der Anamnese, der ermittelten Symptome und aufgrund der Röntgenaufnahmen leicht zu stellen sein. - Leider ist das Gegenteil der Fall.
Auch bei frischen Verletzungen ist die sofortige klinische Diagnose die Ausnahme. *Meist wird erst aufgrund der fortbestehenden Bewegungsunfähigkeit und den damit verbundenen Schmerzen, unter Hinzuziehung weiterer Röntgenaufnahmen, die Diagnose gestellt. Diese Tatsache ist unserer Meinung nach Ausdruck mehrerer zusammenwirkender Ursachen. Zum einen ist der Navicularbruch zu selten, um von der Mehrheit der Untersucher differentialdiagnostisch in Betracht gezogen zu werden, zum anderen sind die möglichen Bruchursachen und die Verletzungsmechanismen meist unbekannt. Dieses gilt insbesondere für die aus Verstauchungen bzw. Distorsionen resultierenden Frakturen des Naviculare.*

Problemstellung

Wie wir bereits erwähnten, entstehen Naviculardfrakturen aus einer Reihe von Unfällen, die vom ungeschickten Auftreten, über Stürze aus verschiedenen Höhen, bis zu einem Überfahrenwerden und dem Auffallen schwerer Lasten reichen.

Die in der Literatur aufgeführten Bruchmechanismen beruhen in der Regel auf klinischen Erfahrungen. - Die von LEHMANN und ESKELES, von EICHENHOLTZ und LEVINE und von HÖNIGSCHMIED durchgeführten Leichenexperimente haben zwar das Verhalten der Bänder bezüglich verschiedener gewaltsamer Fußbewegungen(-stellungen) betrachtet, aber die ***Messung der Belastung bei den einzelnen Fußpositionen am Naviculare*** *ist bisher unseres Wissens nicht durchgeführt worden.*

Ziel dieser Arbeit ist es, weitere Daten zu erheben, die zur Charakterisierung des Bruchmechanismus notwendig sind. Dazu haben wir zum einen ***isolierte Naviculare*** *verwendet, um die* ***rheologischen Eigenschaften*** *des Knochens zu ermitteln. Zum anderen wollten wir die bei den* ***einzelnen Fußpositionen*** *auftretenden Belastungen am Naviculare messen und die gewonnenen Ergebnisse mit den bereits bekannten Bruchmechanismen vergleichen. Dies gilt insbesonders für die leichten Traumata, bei denen Naviculardfrakturen beobachtet worden sind.*

Zweitens soll die Frage geklärt werden, ob tatsächlich immer eine ***Bandläsion*** *notwendig ist, um eine Fraktur des Os naviculare pedis zu verursachen.*

Weiterhin soll untersucht werden, ob die ***Tuberositasabrisse*** *durch den Zug des Bandapparates oder durch den Zug des Musculus tibialis posterior hervorgerufen werden.*

Letztlich sollen dem Kliniker einige Parameter an die Hand gegeben werden, die Diagnose 'Kahnbeinbruch' sicherer zu stellen.

T E I L B

Untersuchungen am isolierten Os naviculare pedis

vorgelegt von: Eugen Breimann

Historischer Überblick und Problemstellung

Seit WERTHEIM vor 120 Jahren beschäftigen sich schon viele Autoren mit ***Gewebseigenschaften von Knochen und ihrer Belastbarkeit.*** *Die Angaben in der Literatur beschränken sich jedoch häufig auf Torsions- und Dehnungsbelastungen;* ***Knochen unter Kompression wurden weit weniger untersucht.***

Dafür mögen zwei Gründe verantwortlich sein: zum einen vermuteten viele Autoren, daß Frakturen selten durch Kompression, sondern meistens durch Dehnungs- bzw. durch Scherkräfte hervorgerufen werden. Zum anderen sind Kompressionsteste schwierig durchzuführen, da die Validität der Untersuchungen davon abhängt, daß beide Enden der zu testenden Knochen eben sind und parallel zueinander stehen.

Mc ELHANY, BYARS (1965) haben darauf hingewiesen, daß die ***Bruchfestigkeit eines Knochens*** *abhängig ist, sowohl von der Belastung, als auch von der Belastungsgeschwindigkeit. Dieses ist von uns berücksichtigt worden, indem wir einen konstanten Kraftzuwachs auf den Knochen einwirken ließen.*

Mit Hilfe einer ***elektrischen Kompressionsmaschine*** *läßt sich nun der Knochen bis zur Bruchbelastung komprimieren.*

Bei der ***kontinuierlichen Belastung*** *der Ossa naviculare wurden sowohl die* ***Kraft*** *als auch die* ***Längenänderung*** *graphisch aufgezeichnet. Weiterhin haben wir diese Parameter durch Aufzeichnung der* ***Schallemission*** *ergänzt.*

Im Gegensatz zu der indirekten Belastung bei den Leichenbeinversuchen, haben wir bei den Untersuchungen der einzelnen Knochen die ***Naviculare direkt belastet.*** *Beim* ***Leichenbein*** *wurde über Tibia und Talus,* ***im anatomischen Verband****, die resultierende Belastung am*

Naviculare gemessen. – Bei den Einzelversuchen haben wir das Naviculare einer direkt einwirkenden Kraft ausgesetzt und seine Belastung gemessen.

Bei den Versuchen am einzelnen Knochen ging es darum, die ***rheologischen*** *Eigenschaften des Os naviculare pedis zu ermitteln. Außerdem wollten wir aus der* ***Synthese*** *beider Versuchsreihen zum einen eine Aussage treffen, unter welchen* ***direkten Belastungen*** *Veränderungen am Naviculare auftreten, und zum anderen, welche* ***Kräfte im Verband*** *dazu notwendig sind.*

Weiterhin schien es uns wissenwert, ob im Naviculare gewissermaßen ***Sollbruchstellen*** *eingebaut sind, die von vorneherein vorprogrammiert sind, zu brechen, sobald gewisse Belastungswerte erreicht sind, oder ob es im Verband durch den Bandapparat oder dem Muskelapparat, bzw. durch die Richtung der Kraftentfaltung zu Spitzenbelastungen kommt, die dann zur Fraktur führen.*

Die Ergebnisse von DEMPSTER und LIDDYCOAT (1952), SCHANZ (1968) und LAFFERTY (1978) über das Auftreten von Mikroläsionen als erste ***Ermüdungserscheinungen*** *von Knochen haben wir durch* ***Belastungsfrequenzversuche*** *berücksichtigt.*

Es sei auch an das Schema von MAIN und JOWETT erinnert, welches drei Frakturlinien und 4 Segmente angibt, bei denen Frakturen durch longitudinale Kräfte hervorgerufen werden.

Ob diese ***segmentale Anordnung*** *sich schon im Einzelexperiment nachweisen läßt, war ebenso wie die Erhebung der rheologischen Daten, Aufgabe dieser Arbeit.*

Material und Methode

Als Untersuchungsgut verwendeten wir **24 Paare von Navicularen**, die wir bei Obduktionen des Institutes für Rechtsmedizin entnommen haben. An dieser Stelle bedanken wir uns ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. Schweitzer und seinen Mitarbeitern.

Die frisch entnommenen Knochen wurden vom übrigen Gewebe freipräpariert. Zur **Konservierung** der Knochen wurden folgende Maßnahmen getroffen: Unmittelbar nach der Präparation wurden die Naviculare in numerierte Beutel gesteckt, welche mit "Ringer-Lösung" gefüllt waren. Anschließend wurden die Beutel verschweißt und in einer Tiefkühltruhe bei -20° bis unmittelbar vor dem Versuch aufbewahrt. Nach den einschlägigen Erfahrungen anderer Untersucher - SEDLIN (1965); CHAMAY (1970); YAMADA (1970); LAFFERTY (1978) - sind dabei keine Veränderungen am Knochen zu erwarten.

Kurz vor Beginn der Versuche wurden die benötigten Knochen aufgetaut. Nach kurzem Abtrocknen wurde der Knochen mit der distalen Gelenkfläche in eine **Kalteinbettmasse** (ACHEMIE, gelb) eingebettet. Die **proximal konkave Gelenkfläche**, welche wir als Angriffsfläche wählten, wurde ebenfalls derart mit Einbettmasse aufgefüllt, daß **über die gehärtete Einbettmasse die Kompression des Naviculare** erfolgen konnte. (parallel laufende Untersuchungen, bei denen wir den Talus als Kraftübermittler verwendeten, zeigten qualitativ gleiche Resultate).

Um die Temperatur in dem Bereich zu halten, bei der keine irreversiblen Schädigungen auftreten, wurden die Naviculare während der Härtung der Einbettmasse mit kalter "Ringer-Lösung" gekühlt. Nach den Angaben der Herstellerfirma beträgt die maximal zu erwartende Hitze ca. 70°C.

Nach der Härtung wurden beide Seiten plangeschliffen, um eine **achsengerechte Kompression** zu erzielen.

Dabei ist noch anzumerken, daß nach den Angaben der Herstellerfirma die Einbettmasse eine sechsmal größere Festigkeit als der Knochen besitzt.

In Tabelle II.2.1 sind die wesentlichen Daten der Leichen enthalten, aus denen wir unsere Naviculare entnahmen. Die Präparatenummern sind identisch mit den Obduktionsnummern des hiesigen Institutes für Rechtsmedizin.

Präp.-Nr.	Alter	Geschlecht	Beruf	Todesursache
435	93	w	Rentnerin	Schocktod
436	81	w	Rentnerin	Verkehrsunfall
438	11	w	Schülerin	Mord
440	22	w	Ohne Beruf	epileptischer Anfall
441	48	m	Techniker	Suicid
442	27	m	Mechaniker	Verkehrsunfall
452	51	m	Amtsrat	Flugzeugabsturz
454	44	w	Hausfrau	Verkehrsunfall
455	21	w	Zimmermädchen	Hirnbasisaneurysma
460	54	w	Hausfrau	Bolustod
464	81	w	Rentnerin	Sturz
467	37	m	Elektriker	Stromtod
469	35	m	Betriebswirt	Suicid
474	47	m	ohne Beruf	Alkoholvergiftung
476	65	m	Rentner	Suicid
481	56	m	Arzt	Suicid
483	39	w	Prostituierte	Mord
487	65	w	Hausfrau	Suicid
494	25	w	Datenverarbeiterin	Verkehrsunfall
959	56	w	Hausfrau	Suicid
1037	75	w	Nonne	natürlicher Tod
1081	78	w	Hausfrau	natürlicher Tod
1086	36	m	Polizist	Suicid
1087	58	m	Rentner	natürlicher Tod

58 % der Naviculare entstammten aus weiblichen, 42 % aus männlichen

männlichen Leichen. Das Durchschnittsalter betrug 50,2 Jahre. Die Spannweite lag bei 82 Jahren.
Die Leichen lagen durchschnittlich 48 Stunden in Tiefkühlräumen.
Anschließend wurden jeweils immer zwei Foliendehnungsmeßstreifen auf die dorsale nach außen gewölbte Navicularoberfläche appliziert. Das Anbringen von Dehnungsmeßstreifen auf die plantare Seite der Naviculare war wegen der nach innen gewölbten Fläche des Knochens leider nicht möglich. Die Meßstreifen behielten hier keinen großflächigen Kontakt zum Naviculare. Somit war die für unsere Untersuchungen erforderliche Meßfläche zu klein, um klare Aussagen über die am Knochen erfolgten Längenänderungen zu treffen.
Zur Erzielung reproduzierbarer Ergebnisse haben wir die DMS an **genau definierten Meßpunkten** aufgeklebt.
Diese wählten wir folgendermaßer aus: Dazu haben wir die Grenzen der Gelenkflächen der Ossa cuneiforme untereinander auf die dorsale Seite des Os naviculare projiziert und die mittlere Höhe als Meßpunkt definiert.

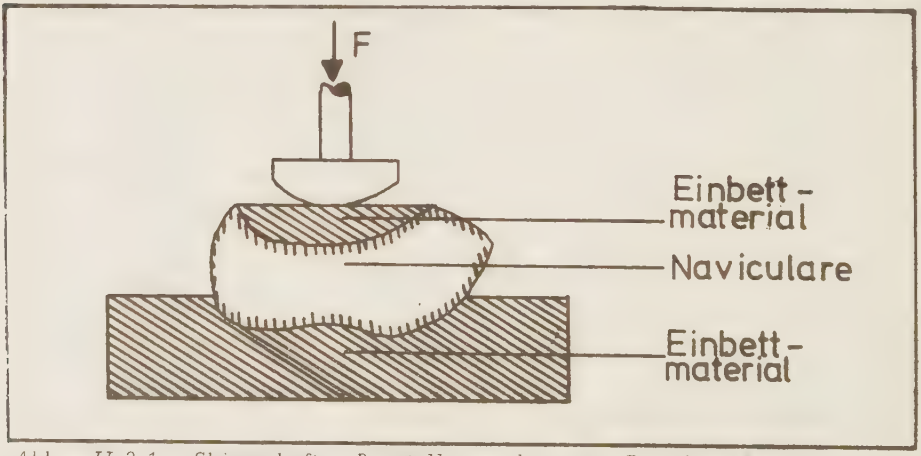


Abb.: II.2.1.: Skizzenhafte Darstellung des am Einzelknochen erfolgten Versuchsaufbaus.

Wir haben auch die Studien von DEMPSTER, LIDDYCOAT und COLEMAN berücksichtigt. Diese besagen, daß die Spongiosa unter Kompression,

je nachdem, ob man ***längs oder quer zur Belastungsachse mißt, unterschiedliche Längenänderungen ergeben.***
Dabei haben wir bei der einen Hälfte der Versuche die DMS quer und bei der anderen Hälfte parallel zur Belastungsachse aufgeklebt. Über die Applikations- und Meßtechnik der DMS wird in Teil C ausführlich berichtet.
Es sei hier nur angemerkt, daß wir ebenfalls eine Halbbrückenschaltung mit Kompensations-DMS verwendet haben.

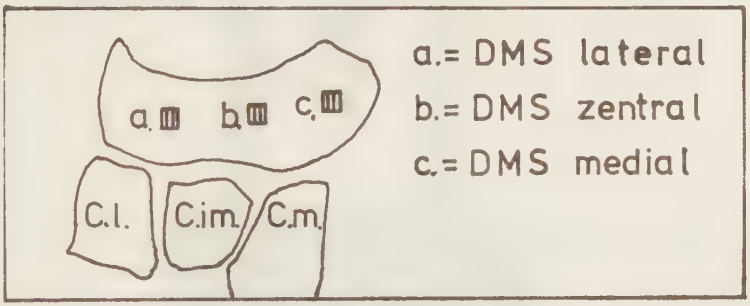


Abb.: II.2.2.: Das Anbringen der Dehnungsmeßstreifen an genau definierten Meßpunkten.

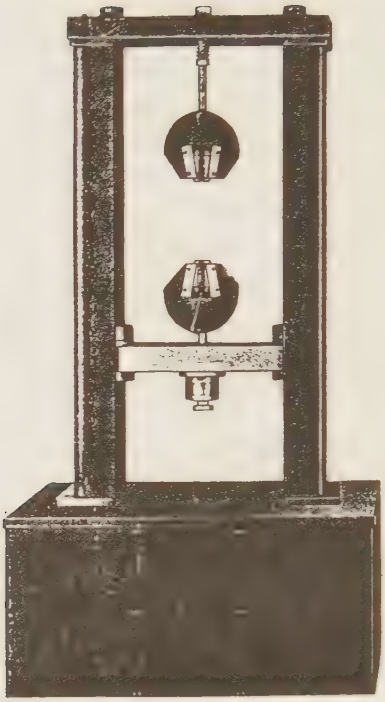


Abb.: II.2.3.: Benutzter Lastrahmen LC 3-1 der Prüfmaschine TD LC der Fa. Roell + Korthaus.

Bevor die Prüfstücke in den Lastrahmen der Prüfmaschine eingesetzt wurden, befestigten wir an der lateralen Seite der Einbettmasse eine ***Schallemissionmeßsonde****, um die Emission von Ultraschall beim Einsetzen von Verformung zu messen JAHN (1978). - Bei orientierenden Vorversuchen zeigte es sich, daß die Einbettmasse selbst keinen Ultraschall emittiert.*

Zur Kompression benutzten wir die oben abgebildete Prüfmaschine, mit der es uns möglich war, ***statische und langsam dynamische Untersuchungen*** *durchzuführen.*

Anwendung der Schallemissionsanalyse (SEA)

Bei den meisten unserer Untersuchungen haben wir die einwirkenden Kräfte und die daraus resultierenden Längenänderungen der verschiedenen Teile des Naviculare beschrieben. Die Auswertung einiger Versuche haben wir ergänzt durch Schallemissionsanalysen, ein Verfahren, welches bisher nur in geringem Umfang zur Untersuchung von Knochen angewandt wurde.

Daher möchten wir in diesem Abschnitt einige kurze Erläuterungen im Zusammenhang mit der Schallemissionstechnik geben.

Die Schallemissionsanalyse (SEA) war bisher meist in der Werkstofforschung verbreitet, als eine Methode der Qualitätssicherung und Überwachung bei Zug-, Druck- und Biegetesten.

KAISER hatte sich an der TH-München schon 1950 mit der Schallemission beschäftigt und festgestellt, daß praktisch jeder Werkstoff unter Belastung Schallwellen aussendet.

Bei Wiederholung der Belastung kommt es jedoch nicht zur Schallemission. Nach dem "KAISER-Effekt" tritt SE erst dann wieder auf, wenn die zuerst zugeführte Belastung überschritten wird.

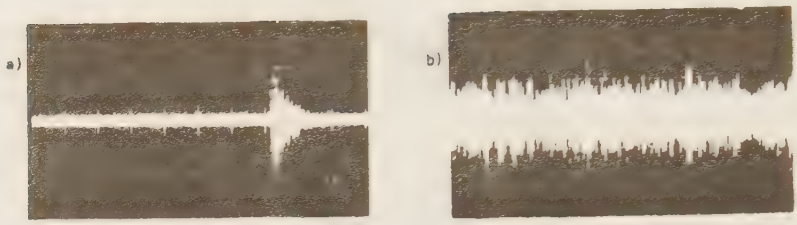
Die Schallemission (SE) entsteht durch plötzliche Freisetzung intern oder extern erzeugter, aber intern gespeicherter elastischer Energie, falls es zu Versetzungsbewegungen, Rißbildungen oder anderen Läsionen kommt.

Die Schallemissionsanalyse befaßt sich nun mit der empfindlichen Registrierung dieser sich meist im Ultraschall befindenden Schallsignale.

Nach Umwandlung der mechanischen Schallemissionssignale in elektrische Signale durch einen Wandler erhält man kurze Spannungsimpulse. Diese Impulse heißen allgemein "Bursts" und sind charakteristisch für Rißbildungen. Ein "Burst" kann nach Impulshöhe (Amplitude), Dauer, Anstiegszeit, Frequenz und Pausenzeit zum nächsten "Burst" charakterisiert werden.

Beispiele für das Aussehen von Schallsignalen nach erfolgter mechanischer Umwandlung:

Abb.: II.2.4.: a) Risse b) plastische Verformung



Die Pausen zwischen den "Bursts" sind i.a. länger als die Impulsdauer, so daß man einzelne "Bursts" als "Ereignisse (Events)" gut voneinander trennen kann. Falls die Pausen zwischen den "Bursts" so kurz werden, daß man Einzelereignisse nicht mehr voneinander trennen kann, so spricht dieses für **plastische Verformung**. Die Amplitude bei der **"kontinuierlichen Emission"** von Schallsignalen kann dabei wesentlich niedriger liegen als bei "Bursts" von Rissen.

In unseren Versuchen genügte eine einfache Meßkette: Sensor mit Wandler, Filter, Verstärker und Auswertegerät mit Schreiber.

Der Sensor wurde mit Epoxyharz an den Knochen angeklebt, die Halterung geschah mittels einer Klemme. Der Filter diente zur Ausschaltung störender Umgebungsgeräusche.

Dieses soll nur ein kurzer Überblick über die Schallemissionsanalytik sein. Insgesamt läßt sich sagen, daß diese Prüftechnik noch sehr jung ist. Sie besitzt einen anwendungstechnischen Stand, der mit dem der Ultraschalltechnik vor 25 Jahren vergleichbar wäre. Weitere Aussagen zur Schallemissionsanalytik würden den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Wir möchten daher nur auf die Literatur in der Werkstoffkunde verweisen.

Abb.: II.2.5.: Schematische Darstellung des SEA - Aufbaus.

Versuchsdurchführung

Die Untersuchungen wurden in **mehreren Phasen** durchgeführt. Zuerst untersuchten wir das **Relaxations- und Erholungsverhalten** des Knochens. In der zweiten Phase haben wir an einigen Knochen einen **Ermüdungstest** vorgenommen, indem die Testobjekte einer rhythmischen Belastung (Hysterese) unterworfen wurden.
Als drittes untersuchten wir das Verhalten des Naviculare unter **kontinuierlich steigender Belastung**. Schließlich interessierte uns noch, wie sich der **Knochen unter dem Talus** als Kraftüberträger verhalten würde.
Zur Aufzeichnung unserer Meßergebnisse dienten uns folgende Geräte:

- Für die Dehnungsmeßstreifen verwendeten wir den Meßverstärker KWST 52 der Fa. HBM, die auch die Meßstreifen lieferte.
- Zur Aufzeichnung und Dokumentation benutzten wir einen 6-Kanal-Meßschreiber der Fa. Linseis.
- Für die Aufnahme der Schallemission benutzten wir den Schallmeßkopf und die Anlage der Fa. Nucem. Die Aufzeichnung erfolgte über einen xt-Rollenschreiber der Fa. Schenk-Trebel.

ERGEBNISSE UND ANSCHLIESSENDE BESPRECHUNG

Die Aufschlüsselung der Knochen für die einzelnen Untersuchungen zeigt Tab. II.3.1.:

Versuch	Anzahl
Untersuchung zur Relaxation und Erholung	16
Hystereseversuche	7
Untersuchungen unter kontinuierlich steigender Belastung	8
Versuche mit dem Talus als Kraftüberträger	6
insgesamt:	37

Die Zuordnung zu den einzelnen Versuchen erfolgte wahllos. Wir haben dafür ein Losverfahren gewählt. 11 Einzelknochen dienten uns zu orientierenden Vorversuchen.

Relaxation und Erholung am Os naviculare pedis:

Relaxation und Erholung *sind Werkstoffeigenschaften, welche zuerst an Kunststoffen beschrieben worden sind.*
ARNOLD und QUAKULINSKI (1972) haben auch an menschlichen Mittelfußknochen diese Eigenschaften vorgefunden.
Unter 'Relaxation' versteht man das Abfallen einer Spannung in einem Material, nachdem dieses zuvor belastet wurde und die belastende Kraft dann konstant bleibt (Abb.: II.3.2. Kurventeil x). Umgekehrt ist die Erholung ein Spannungsanstieg nach teilweiser oder gänzlicher Entlastung des Materials (Abb.: II.3.2. Kurventeil y).
Diese beobachteten Eigenschaften des Knochens führen ARNOLD/-QUAKULINSKI auf das Kollagen im Knochen zurück, welche als Riesenmoleküle gewissen Ähnlichkeiten mit hochpolymeren Kunststoffen haben.
Physikalisch gesehen sind Relaxation und Erholung ***Ausdruck eines viscös - elastischen Verhaltens*** *von Knochen. Diese Viskoelastizität ist das Ergebnis einer Kombination viscöser (Newtonscher) und elastischer (Hookescher) Elemente. Im linear elastischen Bereich lassen sich diese rheologischen Eigenschaften mit den in der Kontinuumsmechanik als MAXWELL-, KELVIN-VOIGT-,POYNTING-THOMPSON-, LETHERISCH- und BINGHAM- bekannten Modellen vergleichen.*
Zusätzlich zu der Versuchsanordnung, wie sie von ARNOLD/QUAKULINSKI durchgeführt wurde, haben wir neben der Kraft zusätzlich die jeweilige Längenänderung des Knochens und bei einigen Versuchen die SEA aufgezeichnet.
Ein typisches Beispiel zeigt die Abb.: II.3.1.:
Bei diesem Versuch haben wir die DMS zentral und lateral längs aufgeklebt.
Der zentral angebrachte DMS zeigt bei einer von außen zugeführten Kraft eine DEHNUNG von 480 µm/m, während der lateral längs angebrachte DMS eine STAUCHUNG von 355 µm/m aufweist.
Es zeigt sich, daß die ***Relaxation abhängig ist von der Höhe der einzelnen Belastungsstufen.*** *So nimmt der Relaxationsbetrag um so mehr zu, je größer die einwirkende Kraft war.*
Die Kraftkurve steigt um so steiler an (Abb.: II.3.2. Anstiegswin-

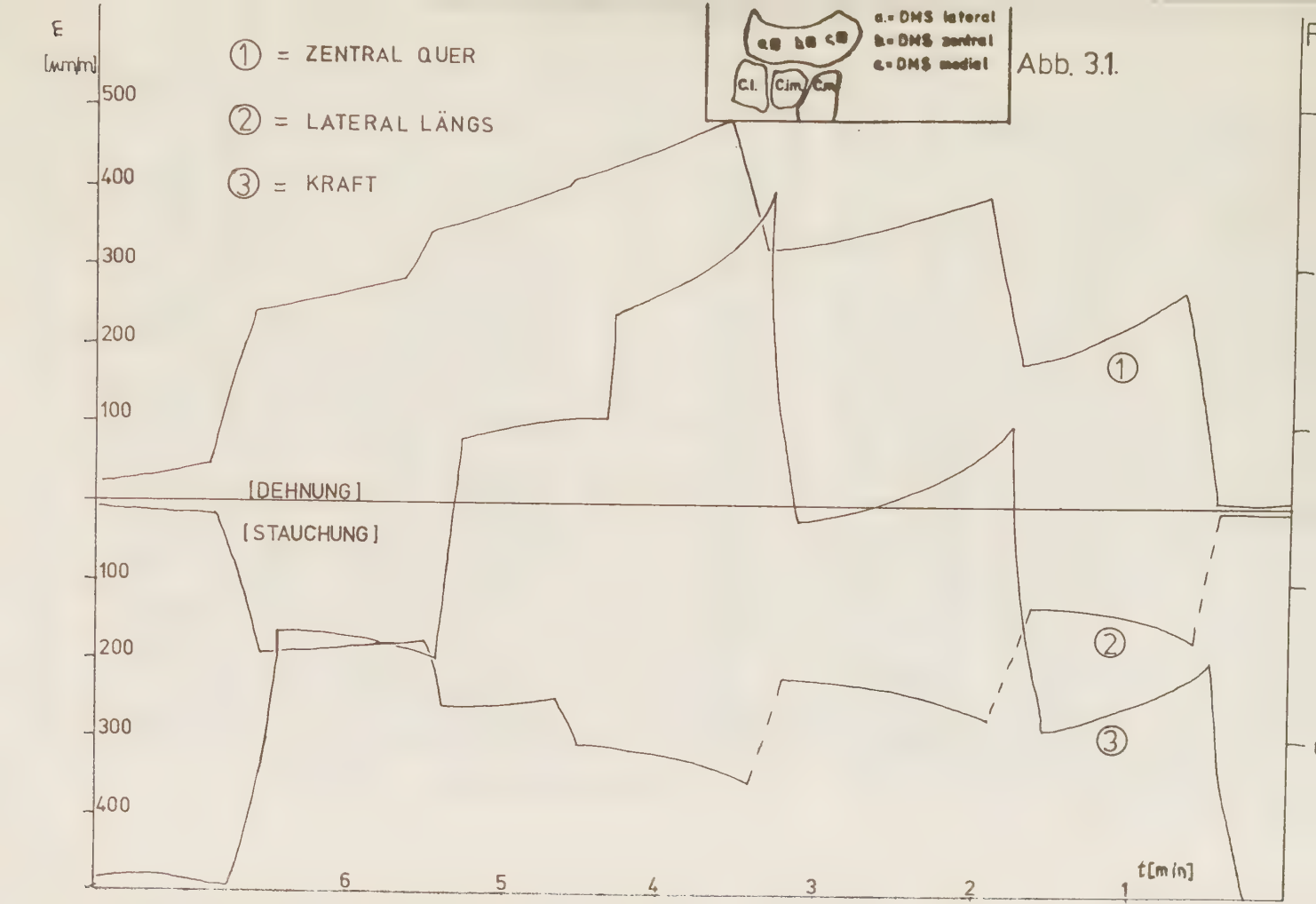
kel), je höher die Ausgangsbelastung war.
Wir können daher feststellen, daß die **Relaxation auch abhängig ist von der Deformationsgeschwindigkeit** (diese entspricht in unserem Falle der Anstiegssteilheit der Kraftkurve - siehe Anstiegswinkel in Abb.: II.3.2. -, da wir die Kraft ja wegabhängig mit einer Belastungsgeschwindigkeit von 1mm/min. zugeführt haben). Diese Aussage können wir machen, da wir dem gesamten Kurvenverlauf gefolgt sind im Gegensatz zu ARNOLD/QUAKULINSKI, welche auf eine Beschreibung des Kurvenanstiegs verzichtet haben.
Nachdem wir die Belastungszufuhr gestoppt haben, fällt die Relaxationskurve zunächst rasch, dann langsamer werdend ab. Auch das bestätigt die Ergebnisse von ARNOLD/QUAKULINSKI.
Auf eine weitere Besonderheit möchten wir aufmerksam machen:
Wie aus Abb.: II.3.2 hervorgeht, in der die einfache Wiederholung des ersten Versuches aufgezeichnet ist, zeigt sich, daß die **Relaxation unter dem gleichen Belastungsbetrag geringer** wird. Auch die mit den DMS aufgezeichneten Längenänderungen zeigen das gleiche Verhalten.
Bei den aufgezeichneten Längenänderungen der einzelnen DMS ist interessant, in welchem Ausmaße sich Richtung und Betrag unterscheiden. In den Abbildungen II.3.1. - II.3.5. sowie in Tabelle II.3.2. sind die quantativen Unterschiede der einzelnen Meßorte wiedergegeben.
Aus den Abbildungen II.3.1. - II.3.5. geht deutlich hervor, daß während der Relaxationsphase die durch die Kraft verursachte Längenänderung betragsmäßig abnimmt: die **DMS spiegeln das Relaxationsverhalten der Kraftkurve wieder.**
Die stufenweise Belastung des Os naviculare haben wir in der Art aufgeführt, daß die jeweilige Belastungsspitze bei 0,75 KN, 1,5 KN, 2,25 KN lag. Auffällig ist, daß wir **bei den einzelnen Stufen des Belastungsanstiegs unterschiedliche Längenänderungen** erhalten haben: Wenn wir uns beispielsweise die Kurve des lateral längs geklebten DMS, welche in Abb.: II.3.1. aufgezeichnet ist, betrachten, so ergibt sich mit der höheren Belastungsstufe eine geringere Stauchungszunahme (gestrichelte Linie). Das ist nicht immer so, wie

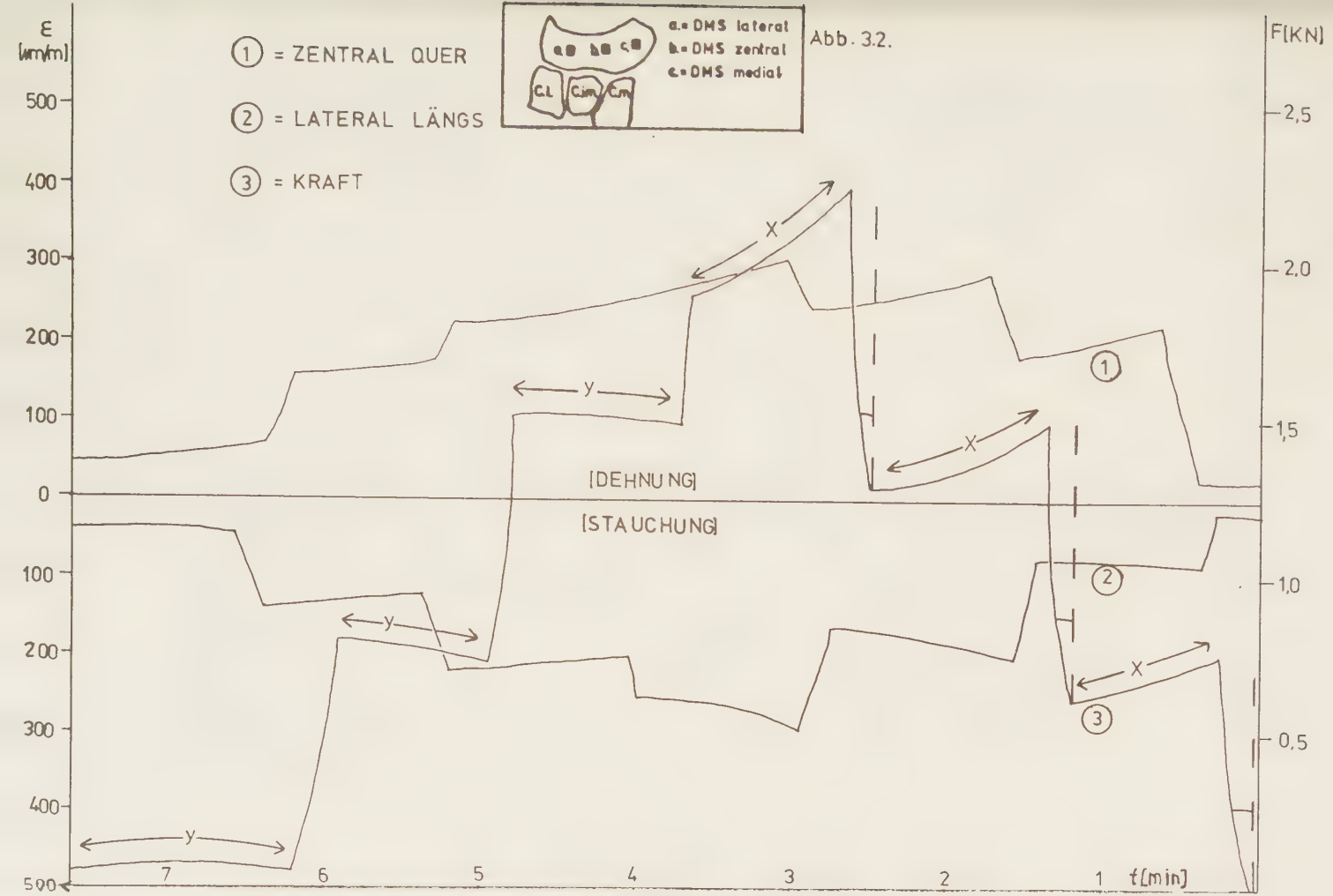
schon aus Abb.: II.3.2. hervorgeht, welche die einfache Wiederholung des ersten Versuches zeigt. Ebenso wie in Abb.: II.3.3 dargestellt, zeigen die hier zentral längs aufgeklebten DMS eine mit der Höhe der Belastungsstufe größer werdende Stauchungszunahme.
Die unterschiedlichen Längenänderungen lassen sich wohl darauf zurückführen, daß die Proportionalität zwischen externer Kraft und Längenänderung nicht notwendigerweise in jedem Kraftbereich gleich sein muß (Kraft-Längenänderungsdiagramm). Daß unsere Versuche im "linearen Bereich" des Kraft-Längenänderungsdiagramms stattgefunden haben, kann man also nicht unbedingt erwarten.
In Abb.: II.3.6. und II.3.7. ist die Schallemission des Naviculare unter Relaxation und deren Wiederholung wiedergegeben. Auf eine Wiedergabe der Längenänderung haben wir der Übersichtlichkeit halber verzichtet.
Neben den schon im Kraft-Zeit-Diagramm beschriebenen Besonderheiten beobachten wir hier **am Anstieg der Kraft das Auftreten von enormer Schallemission.** Während der Relaxation zeigen sich nur noch vereinzelte "Bursts".
Unter erneuter Belastung tritt auch SE auf, obwohl ihre Amplituden bedeutend kleiner sind. Nach dem KAISER-Effekte dürfte Schallemission erst dann wieder auftreten, wenn die zuerst zugeführte Kraft überschritten wird.
Die in Abb.: II.3.8. wiedergegebenen stufenförmigen Relaxations/Erholungszyklen zeigen die schon beschriebenen Gegebenheiten bezüglich Relaxation und Erholung.
Interessant ist, daß die **Impulse der Schallemission nur während der Belastungs- und Entlastungsphasen auftreten.**

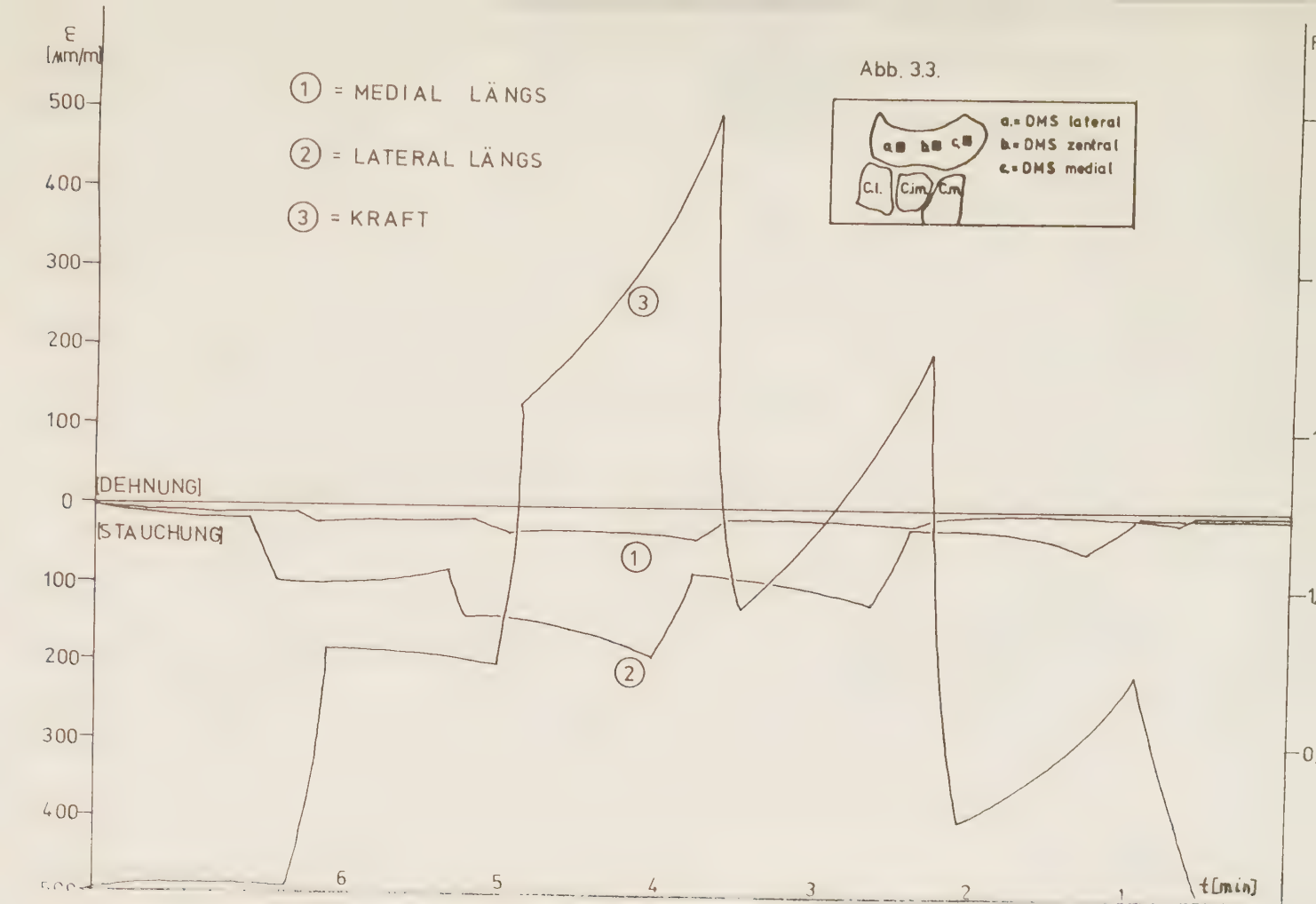
unter Kompressionsbelastung von 2,25 KN

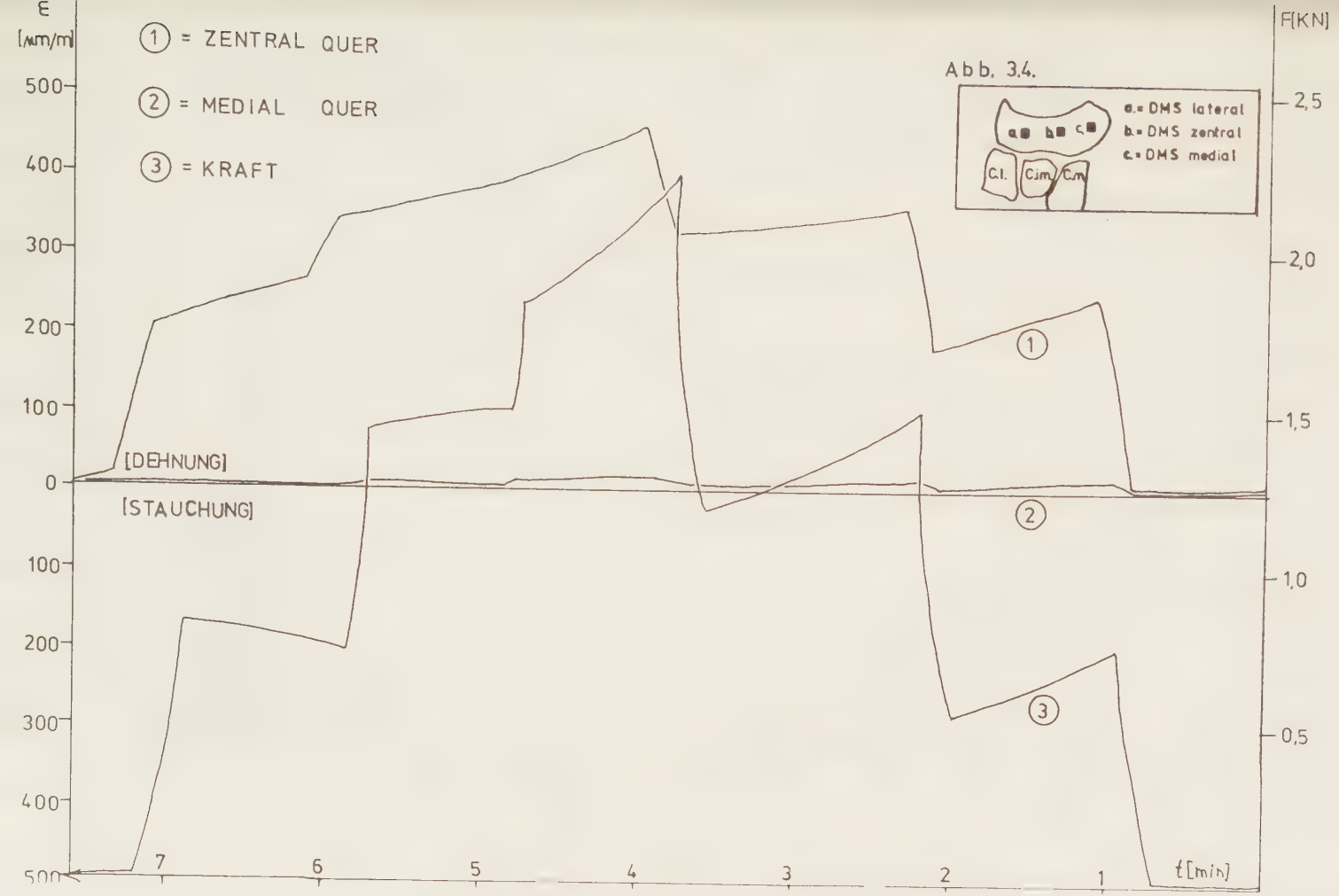
räparatenr.	Meßstelle	a	b	Meßstelle	a	b
435 li.	zentral quer	D	480	lateral längs	S	355
438 li.	medial längs	S	24	laferal längs	S	188
438 re.	zentral quer	D	396	medial quer	D	18
440 li.	zentral längs	S	470	lateral quer	D	270
441 li.	medial längs	S	40	lateral quer	D	288
454 li.	zentral längs	S	520	medial quer	D	22
454 re.	zentral quer	D	498	lateral längs	S	356
460 li.	medial längs	S	34	lateral längs	S	232
460 re.	zentral quer	D	460	medial quer	D	30
467 re.	zentral längs	S	452	lateral quer	D	246
469 li.	medial längs	S	34	lateral quer	D	222
474 li.	zentral längs	S	490	medial quer	D	20
474 re.	zentral quer	D	424	lateral längs	S	260
481 li.	medial längs	S	40	lateral längs	S	190
487 li.	zentral quer	D	366	medial quer	D	24
487 re.	zentral längs	S	450	lateral quer	D	242

a = DEHNUNG/ STAUCHUNG b= Längenänderung ε [µm/m]


E
[µm/m]
① = ZENTRAL QUER
② = LATERAL LÄNGS
③ = KRAFT
500
400
300
200
100
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
100
200
300
400
6
5
4
3
2
1
t[min]
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
Abb. 3.1.


ε
[µm/m]
500
400
300
200
100
0
100
200
300
400
500
① = ZENTRAL QUER
② = LATERAL LÄNGS
③ = KRAFT
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
Abb. 3.2.
F[KN]
2,5
2,0
1,5
1,0
0,5
X
y
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
7
6
5
4
3
2
1
t[min]


ε
[µm/m]
500
400
300
200
100
0
100
200
300
400
① = MEDIAL LÄNGS
② = LATERAL LÄNGS
③ = KRAFT
Abb. 3.3.
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
6
5
4
3
2
1
t[min]


ε
[µm/m]
① = ZENTRAL QUER
② = MEDIAL QUER
③ = KRAFT
F[KN]
Abb. 3.4.
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.zm
C.m
500
400
300
200
100
0
100
200
300
400
500
2,5
2,0
1,5
1,0
0,5
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
7
6
5
4
3
2
1
t[min]

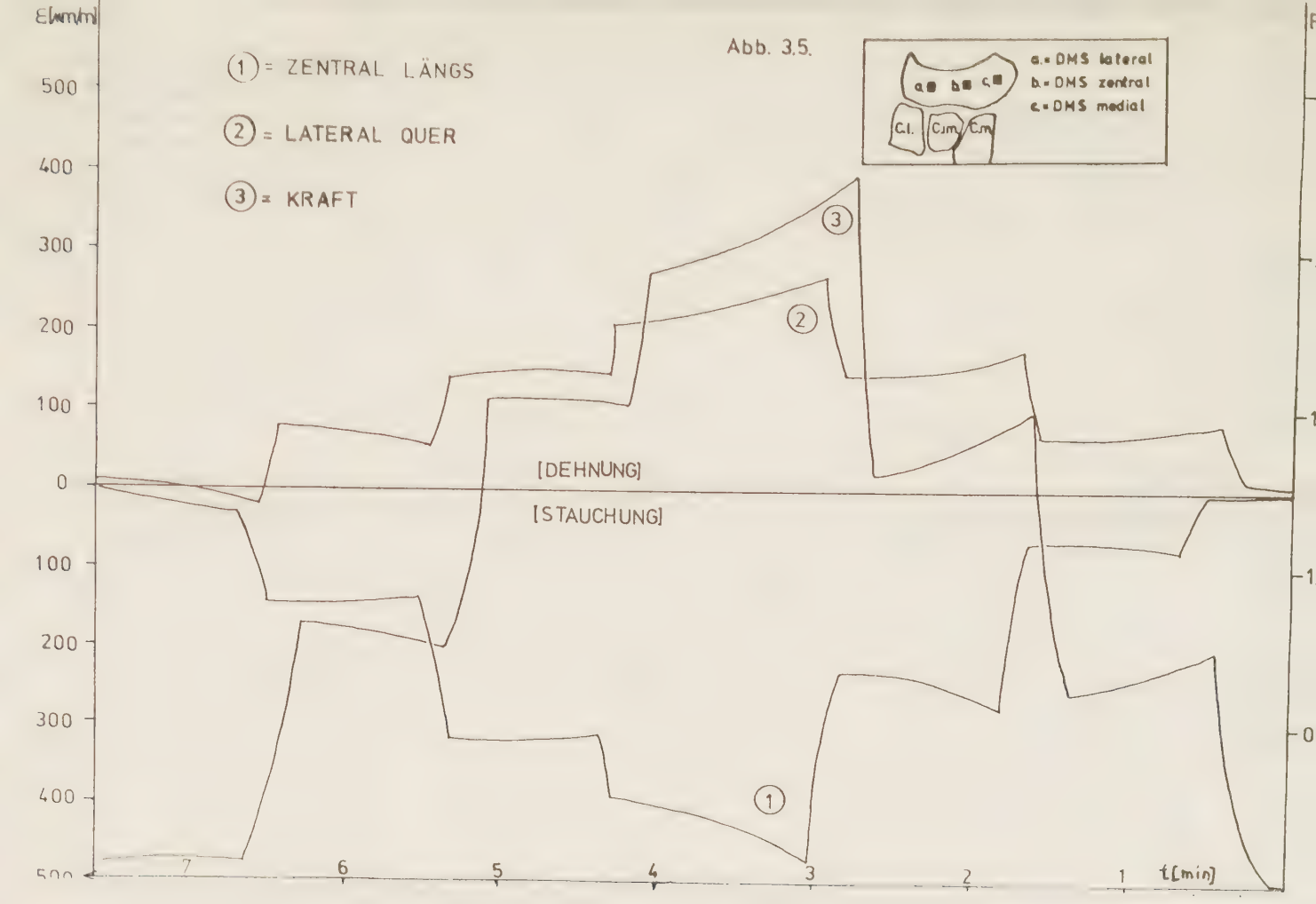

ε[mm/m]
Abb. 3.5.
① = ZENTRAL LÄNGS
② = LATERAL QUER
③ = KRAFT
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m
500
400
300
200
100
0
100
200
300
400
500
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
7
6
5
4
3
2
1
t[min]

Abb. 3.6.

a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a
b
c
C.l.
C.m.
C.m.

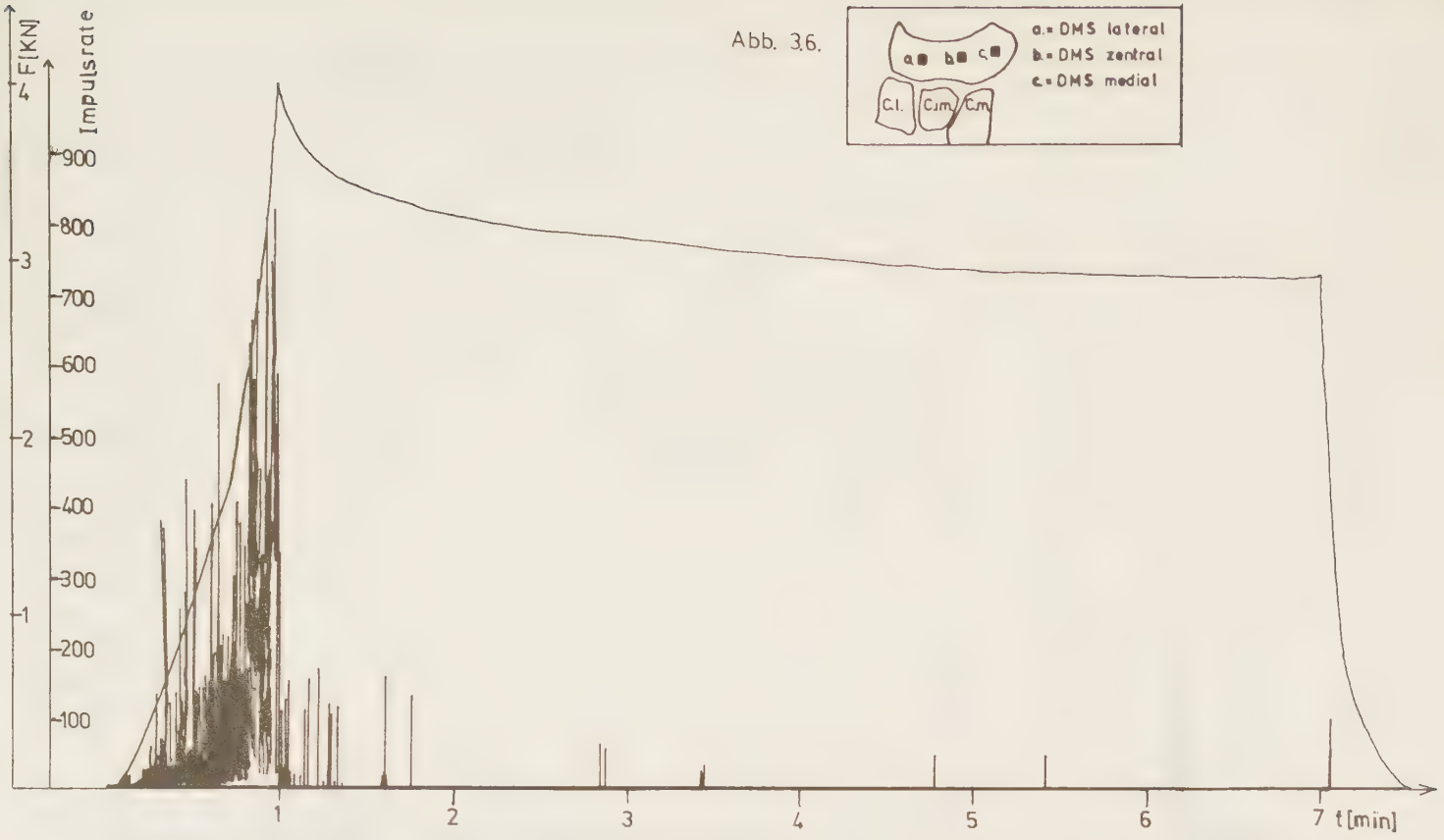
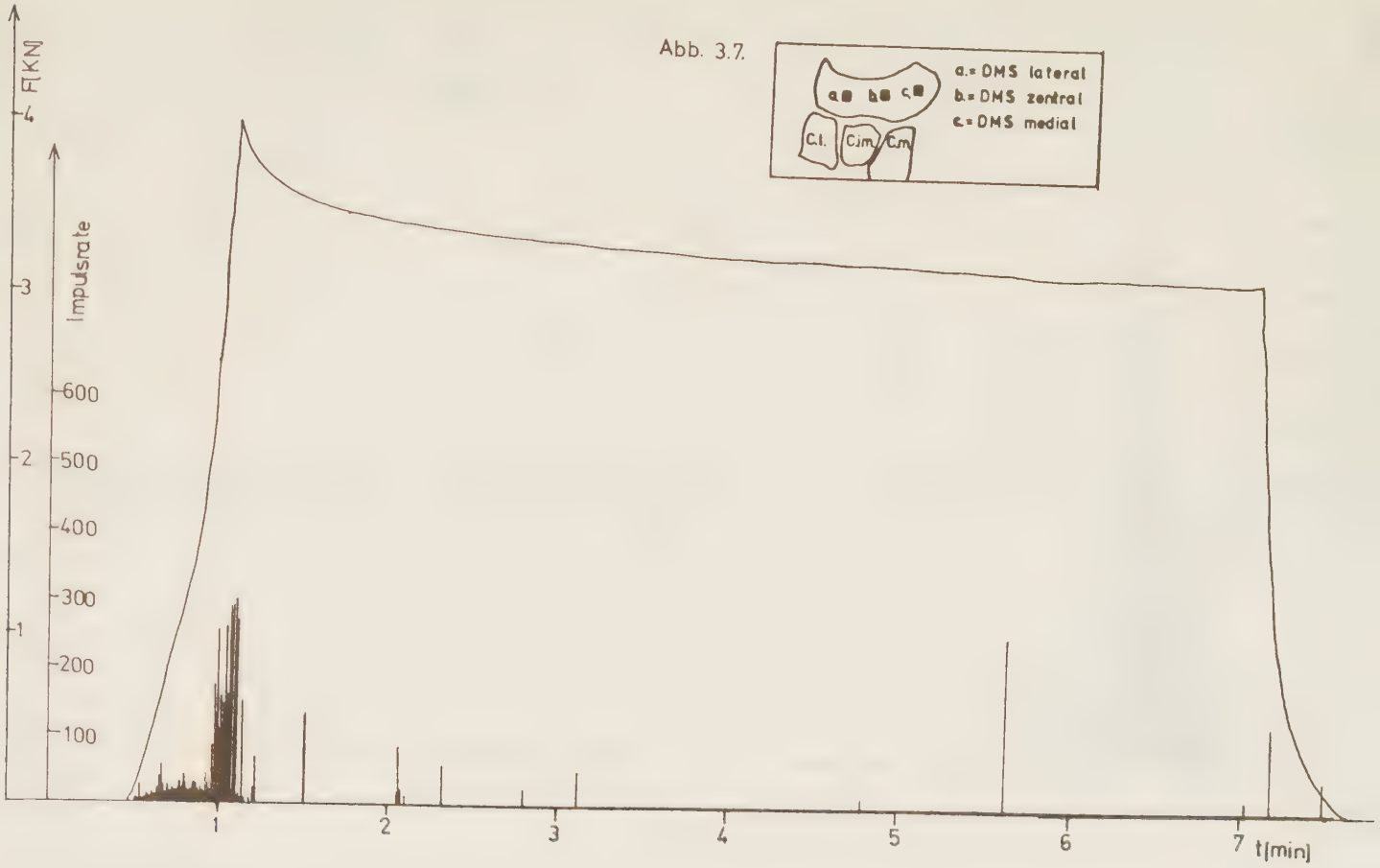

F[KN]
Impulsrate
4
3
2
1
900
800
700
600
500
400
300
200
100
1
2
3
4
5
6
7
t[min]

Abb. 3.7.

a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a
b
c
C.l.
C.m.
C.m


F[KN]
4
3
2
1
Impulsrate
600
500
400
300
200
100
1
2
3
4
5
6
7
t[min]

F[KN]
2,5
2,0
1,5
1,0
0,5
Impulsrate
500
400
300
200
100
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
t[min]

Abb 38.

Besprechung der Ergebnisse aus den Relaxationsversuchen

Das in der Literatur beschriebene ***Relaxations- und Erholungsverhalten des Knochens*** *unter Biegebelastung am Mittelfußknochen (ARNOLD/QUAKULINSKI) haben wir unter* ***Kompression*** *des Os naviculare pedis ebenfalls angetroffen.*

Durch sich ***ergänzende Meßmethoden*** *(DMS/SEA) konnten wir die bereits ermittelten Ergebnisse bestätigen.*

Das voneinander unterschiedliche Verhalten der einzelnen DMS ist durch unsere Versuchanordnung zu erklären:

Es war zu erwarten, daß die ***längs zur Spongiosa*** *aufgeklebten DMS eine* ***Stauchung*** *zeigten, während die* ***quer zur Spongiosa*** *angebrachten DMS* ***gedehnt*** *wurden. Da in unseren Versuchen die Belastung in Längsrichtung auf den Knochen traf, entspricht dieses Meßergebnis einer Kürzung (Stauchung) in Längsrichtung bei gleichzeitiger Längung in der queren Richtung (Dehnung).*

Wenig überraschend war ferner die Beobachtung, daß der ***zentrale,*** *in der Belastungachse angebrachte* ***DMS der größten Längenänderung*** *unterworfen ist, sowohl längs als auch quer zur Spongiosa.*

Bei einem homogenen Material wäre zu erwarten, daß der Kraftfluß nach beiden Seiten von der Belastungsachse aus kontinuierlich abnimmt. Diese Vermutung haben wir nicht bestätigen können. Dieses hängt unserer Meinung nach zum einen mit der inhomogenen Beschaffenheit des Untersuchungsgutes 'Knochen' zusammen, zum anderen müßte idealerweise die Krafteinleitung über den gesamten Knochen erfolgen.

Aus weiteren Untersuchungen geht hervor, daß die mit dem Talus (siehe II.3.17. und II.3.18.) als Kraftüberträger durchgeführten Untersuchungen bzgl. der Krafteinteilung qualitativ die gleichen Ergebnisse aufwiesen, wie die Versuche, bei denen wir Einbettmaterial verwandt haben.

Daher erscheint uns als Ursache für den unterschiedlichen Kraftfluß die ***Inhomogenität des Materials*** *zu überwiegen. Dieses halten wir für logisch, da der Knochen nach PAUWELS besonders dort viel Material aufbaut, wo er starken Belastungen ausgesetzt ist.*

Auf die den Rahmen dieser Dissertation sprengenden Untersuchungen einzelner Prüflinge hinsichtlich ihrer voneinander unterschiedlichen Eigenschaften mußten wir verzichten; eine solche Untersuchung wäre aber sicher empfehlenswert.
Ein weiteres interessantes Resultat besteht darin, daß wir **entgegen den Kenntnissen der Werkstoffkunde** an einem definierten Meßpunkt **in Längsrichtung betragsmäßig eine größere Stauchung erhalten, als eine Dehnung in Querrichtung.** Das umgekehrte Verhältnis wäre eher zu erwarten gewesen, da der quere DMS quasi die Summe der einzelnen gestauchten Elemente in Form einer Querdehnung aufzeichnet. Wir möchten allerdings daran erinnern, daß die untersuchten Naviculare nicht nur aus den beiden Komponenten **Kollagen** und **Kalzium** bestehen, sondern daß sie auch noch in **Compacta** und **Spongiosa** unterteilt werden können. Inwiefern das Kräfteverhältnis zwischen Spongiosa und Compacta die Längenänderungen des Knochens unter Belastung beeinflussen kann, läßt sich im Rahmen dieser Arbeit nicht klären. Diese Fragen klärende Forschungsergebnisse lassen sich in der Literatur bisher nicht finden.

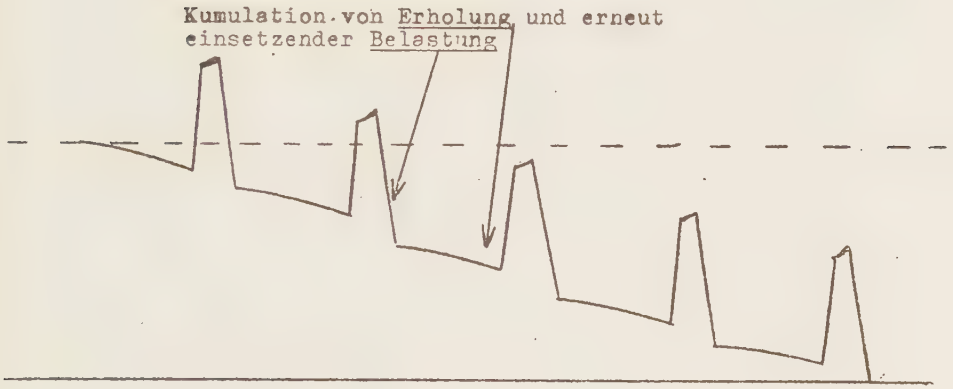
Insgesamt erscheint uns das Verhalten der DMS unter Relaxation logisch: Bei einem zuvor gedehnten Teil des Knochens haben wir als Folge der Relaxation eine Abnahme der Dehnung gefunden. Analog kam es bei zuvor gestauchten Teilen zum Rückgang der Stauchung. Das schon bezüglich der Belastung diskutierte Verhalten der Kraftkurve entspricht der Verhaltensweise aller DMS; dadurch erklärt sich auch deren **Abhängigkeit von Deformationsgeschwindigkeit und Höhe des Kraftbereichs.** Außerdem bestätigen die DMS die Aussage, daß **unter Wiederholung die Längenänderungen geringer** werden.

Die Höhe der bei den Relaxationsversuchen erhaltenen SE-Impulsraten bestätigen, daß die **Belastung in Form des Kraftanstiegs die eigentliche Belastung darstellen**, während **Relaxation und Erholung** als **Schutzmechanismen** anzusehen sind. Dieses wird ganz besonders dadurch deutlich, daß wir jeweils unter erneutem Belastungsanstieg

bzw. -abstieg Schallemission erhalten.
Bei **Wiederholung** der Versuche traten trotz des KAISERS-Effektes **erneut SE-Impulse** auf. Dieses kommen wahrscheinlich dadurch zustande, daß **während der Relaxationszeit eine Änderung des Gefüges im Knochen** auftritt (MOSLE und WELLENKÖTTEN).

In funktionell - anatomischer Hinsicht erscheinen uns Relaxation und Erholung als bemerkenswerte Eigenschaften von Knochen. Gerade unter schnellem Belastungsanstieg und durch die anschließend anhaltende Belastung kommt der Relaxation dabei eine entscheidende Bedeutung zu: Die **Relaxation wirkt frakturmindernd** auf den unter Belastung stehenden Knochen.
Allerdings sind dieser Eigenschaft des Knochens auch Grenzen gesetzt, die schon in unseren Versuchen in Form von abnehmenden Relaxationen unter wiederholter Belastung deutlich wurden. Chamay (1970) beschrieb, daß unter rhythmischer Kraftzufuhr auch durch relativ geringe Belastungen Frakturen zustande kommen können.
Auch das Auftreten von Erholung ist, vom funktionell - anatomischen Aspekt her, eine nicht unbedeutende Eigenschaft von Knochen. Sie kommt durch teilweise Entlastung und anschließendem Konstanthalten der Kraft zustande. Die Erholung dürfte, ebenso wie die Relaxation, dazu dienen, die im physiologischen Bereich gerade an den unteren Extremitäten auftretenden zyklischen Belastungen auszugleichen, um so die Kräfte im mittleren Bereich zu halten. Außerdem dürften beide Eigenschaften des Knochens, Erholung und Relaxation, den Bändern Spitzenbelastungen ersparen. Das gilt besonders dann, wenn die Kraftkurve wieder steil ansteigt, nachdem durch die Erholung eine gewisse Spannung verursacht wurde. Andererseits erscheint uns aber der Vorgang der Erholung ein "zweischneidiges Schwert" darzustellen. Gerade, wenn kleine Kräfte nur teilweise entlastet werden, können diese zu einer Kumulation der erneut auftretenden Belastung führen und somit dann doch eine Fraktur verursachen. Die unten aufgeführte Skizze verdeutlicht diese Kumulation von Belastungen, welche auf den Knochen einwirken. Eine Beteiligung der Erholung an der Entstehung von sogenannten Ermüdungs-

frakturen können wir uns somit vorstellen.



DAS VERHALTEN DES OS NAVICULARE PEDIS UNTER RHYTHMISCHER BELASTUNG

Relaxation und Erholung sind rheologische Eigenschaften des Knochens, welche ihn unter plötzlicher Be- und Entlastung schützen. Anders ist das Verhalten unter **rhythmischer Belastung.** CHAMAY (1970) konnte zeigen, daß es schon unter relativ geringen Frequenzen im Übergangsbereich zwischen Elastizität und plastischer Verformung zu histologisch gesicherten **Mikrofrakturen** kommt, die mit steigender Anzahl schließlich zum Ermüdungsbruch führen. SEDLIN und HIRSCH (1965) erwähnten jedoch, daß diese Grenzen von Knochen zu Knochen, von "Subjekt zu Subjekt" unterschiedlich sind.
Mit unseren **Hystereseversuchen** beabsichtigten wir zum einen, mit den DMS die schon gesicherten Unterschiede in den einzelnen Teilen des Naviculare auch hier zu überprüfen, zum anderen durch die Wahl verschieden hoher Belastungsbereiche **evtl. plastisches Verhalten nachzuweisen.**
Die sehr empfindliche Schallemissionstechnik haben wir hinzugezogen, um das mögliche Auftreten von Mikrotraumen auf diesem Wege exakter nachzuweisen.
Bei diesen Versuchen haben wir die Naviculare einer Frequenz von 9 maliger Be- und Entlastung/min. unterworfen. Für die extern zugeführte Kraft wählten wir einen Bereich zwischen 0,6 und 0,8 KN als geringe Belastung, den Bereich zwischen 2,9 und 4,0 KN zur höheren Belastung.

In Abb. II.3.9. ist die Frequenzbelastung zwischen 0,6 und 0,8 KN wiedergegeben. Bis zum Ende des Versuches ergeben sich keine Änderungen, weder bei der Kraftkurve noch bei den beiden DMS. Die **immer wiederkehrende geringe Belastung konnte den Knochen augenscheinlich nicht sehr beeinträchtigen.** Die DMS weisen, was die Größenordnung angeht, ein ähnliches Verhalten auf, wie wir schon bei den Relaxationsuntersuchungen beobachten konnten. Die längs geklebten DMS zeigen eine Stauchung, wohingegen die quer

angebrachten DMS gedehnt werden. Es ist deutlich ersichtlich, daß die zentral geklebten DMS eine größere Längenänderung erfahren, als die lateralen.

Abb. II.3.10. zeigt das entsprechende SE - **Impulsrate/Zeit-Diagramm** zu dem o.a. Versuch. Die Kraftkurve bleibt natürlich unverändert. Imponierend aber ist das starke Auftreten von Impulsen während des Belastungsanstiegs, die durch den KAISER-Effekt zu begründen sind. Im weiteren Verlauf sieht man immer wieder **einige "Bursts"**, die durch die andauernde Be- und Entlastung bedingt sind. Ob es sich dabei schon um Mikrorisse handeln kann, ist hier nicht zu erkennen.

Abb. II.3.11. gibt das Verhalten des Naviculare in einem höheren Kraftbereich zwischen 2,9 und 4,1 KN wieder. Die ersten Veränderungen zeigen sich nach ca. 6 min.: Der Anstieg der **Kraftkurve** erfolgt weniger steil, die Amplituden werden breiter, die Frequenz zunehmend geringer. Die **DMS - Kurven** zeigen ein ähnliches Verhalten. Auffällig ist, daß hier zusätzlich die Amplituden geringer werden. Die Amplituden der Kraftkurve behielten ihre Höhe, da wir ja den Kraftbereich willkürlich gewählt hatten. Diese gesamten Veränderungen sind Anzeichen **für beginnende plastische Verformung**, die ebenfalls durch das parallel laufende SEA - Impuls/Zeit-Diagramm dargestellt wird (Abb. II.3.12.). Auch hier erkennt man **deutlich auftretende "Bursts"**, die zum Teil **Mikrorisse** anzeigen dürften, zum Teil aber auch durch **Reibegeräusche** bedingt sein können. Darüber eine eingehende Analyse und Differenzierung zu machen, erscheint uns zu diesem Zeitpunkt unmöglich, da die entsprechenden Erfahrungen der SEA bei Knochen fehlen. Auffällig ist jedoch das Auftreten von **"kontinuierlicher Schallemission**. Die Pausen zwischen den "Bursts" sind so kurz, daß man Einzelereignisse nicht von einander trennen kann. Dieses spricht für **bereits eingetretene plastische Verformung**.

Wir können aus diesem Versuch schließen, daß **schon unter relativ geringer rhythmischer Belastung der Knochen irreversibel geschädigt wird**, wenn er kaum Zeit hat, sich zu erholen (Vgl. CHAMAY 1970).

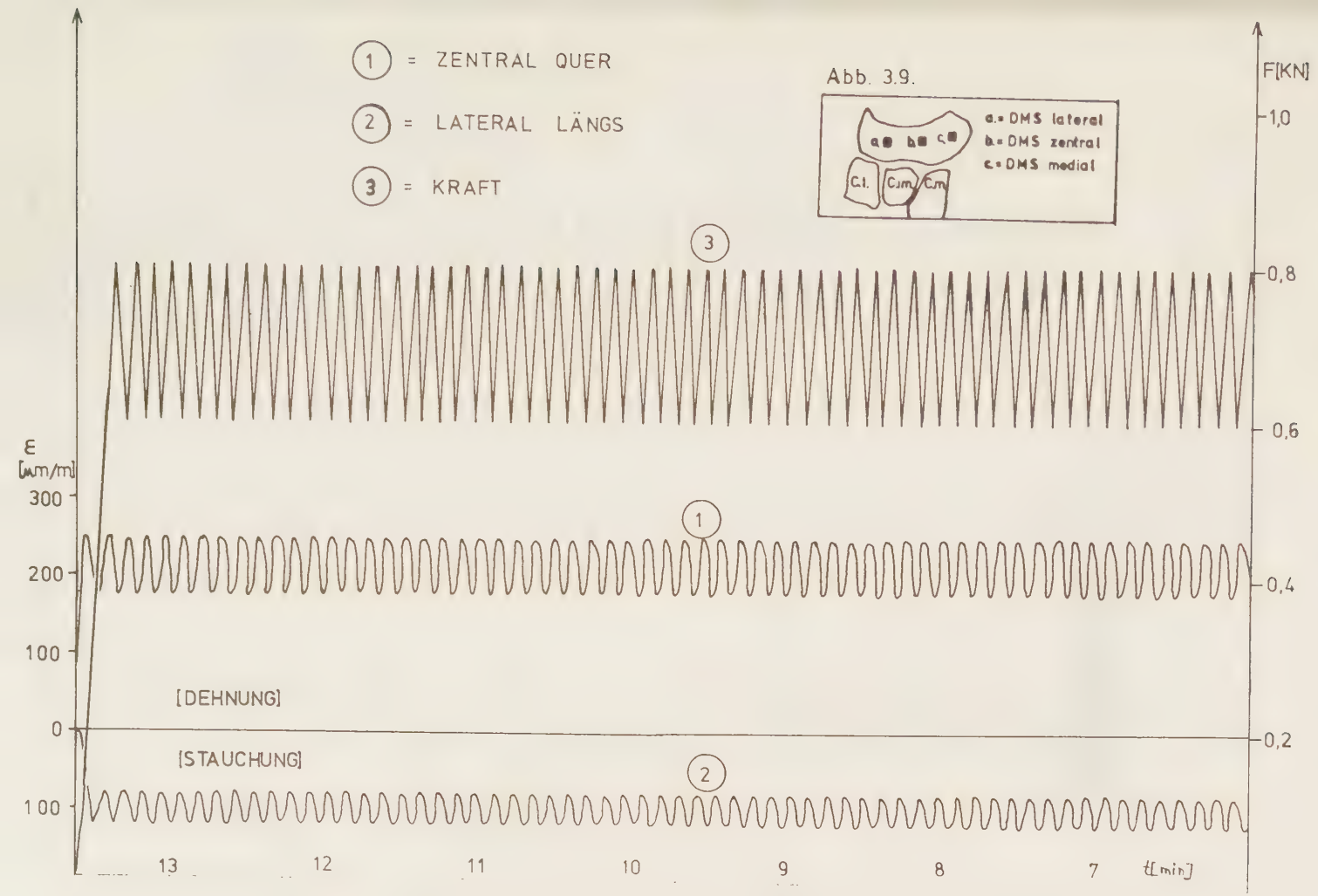
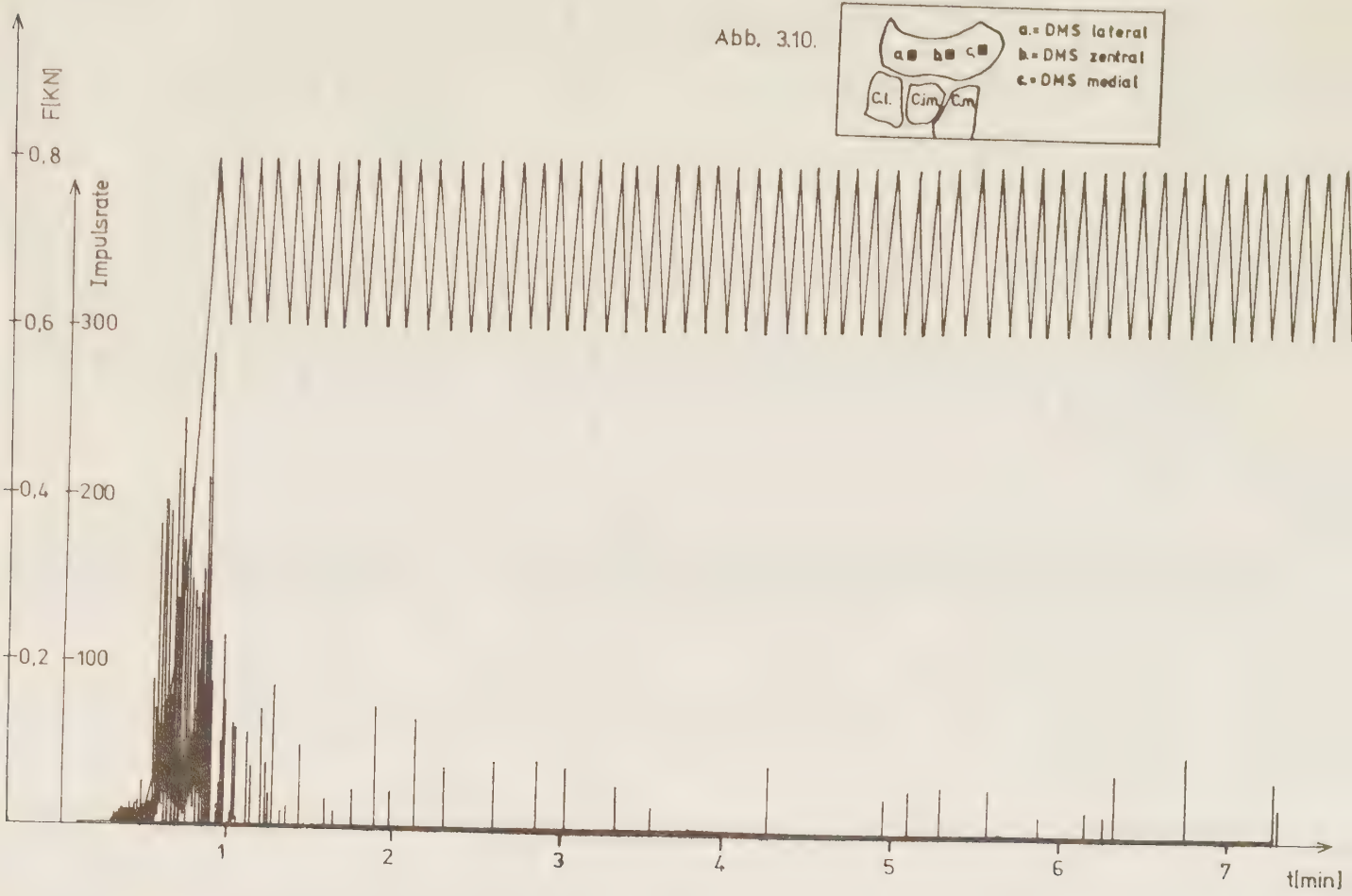
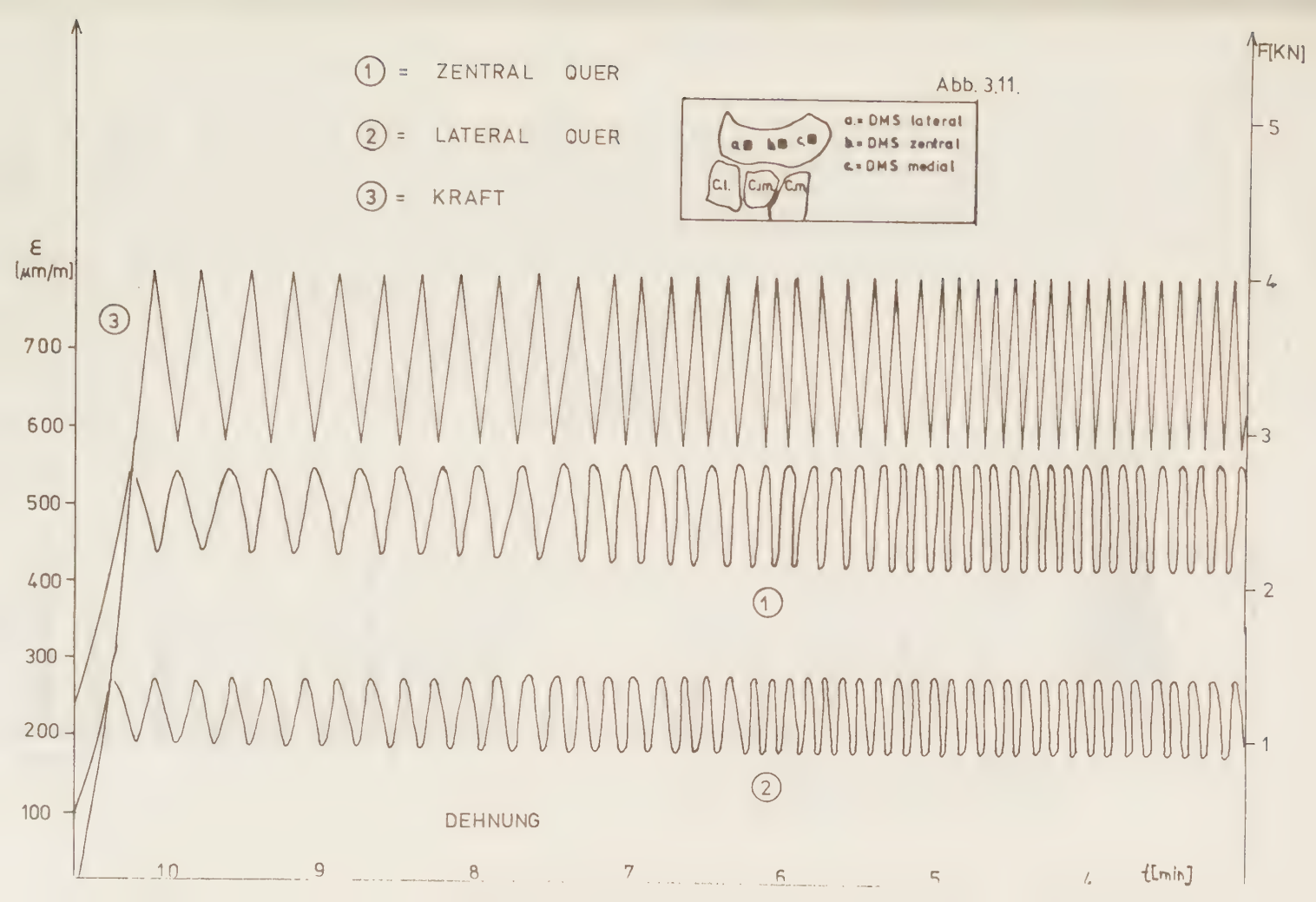

1 = ZENTRAL QUER
2 = LATERAL LÄNGS
3 = KRAFT
Abb. 3.9.
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
F[KN]
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
ε [µm/m]
300
200
100
0
100
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
13
12
11
10
9
8
7
t[min]

Abb. 3.10.

a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a
b
c
C.l.
C.m.
C.m.


F[KN]
0,8
0,6
0,4
0,2
Impulsrate
300
200
100
1
2
3
4
5
6
7
t[min]


① = ZENTRAL QUER
② = LATERAL QUER
③ = KRAFT
Abb. 3.11.
a = DMS lateral
b = DMS zentral
c = DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
ε [µm/m]
700
600
500
400
300
200
100
F[KN]
5
4
3
2
1
DEHNUNG
10
9
8
7
6
5
4
t[min]

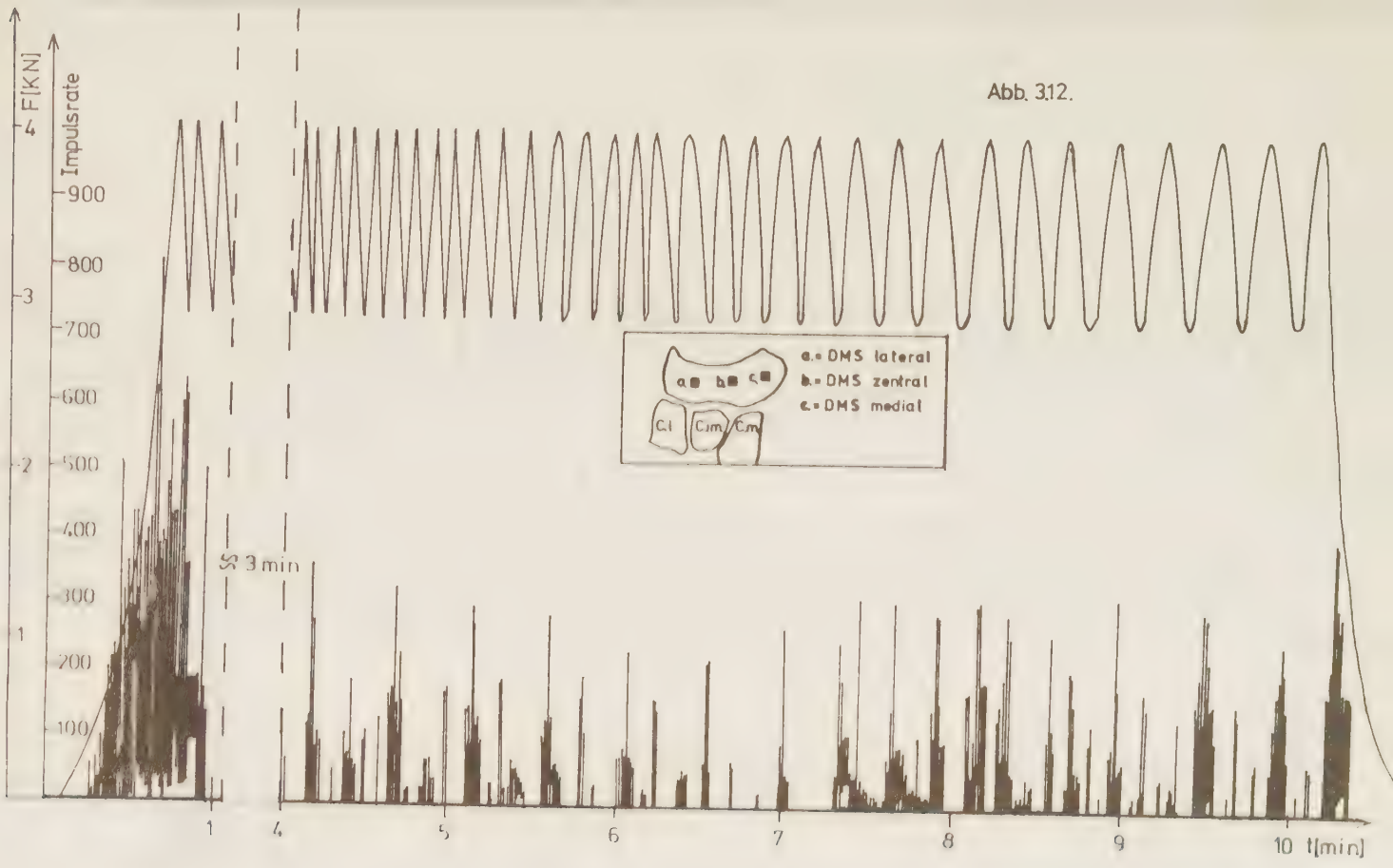

F[KN]
Impulsrate
4
3
2
1
900
800
700
600
500
400
300
200
100
≈ 3 min
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a
b
c
C.l
C.m
C.m
1
4
5
6
7
8
9
10 t[min]

Abb. 3.12.

Besprechung der Ergebnisse

Wir haben mit mehreren ***Frequenzversuchen*** *im Bereich zwischen 0,6 und 4,0 KN feststellen können, daß erste Amplitudenveränderungen der Kraftkurve als Zeichen* ***plastischen Verhaltens*** *von Knochen auftreten.*

Die verschiedenen DMS zeigen ebenso wie die zusätzlich durchgeführte SE - Technik die ***starke Beanspruchung von Knochen unter Frequenzbelastung.***

Unter dem patho - physiologischen Aspekt erscheinen die früher als "unmöglich" empfundenen Tanzschäden des Naviculare in einem ganz anderen Licht. Es ist uns durchaus denkbar, daß unter ähnlichen Bedingungen, wie sie gerade ***beim Tanz*** *oder* ***beim Absprung zum "Phosbury - Flop"*** *auftreten, bei entsprechend "ausgelatschtem" Bandapparat und an besonders beanspruchten Fußstellen (siehe Teil C + D),* es *zu* ***Ermüdungsfrakturen*** *kommt.*

VERSUCHE ZUR BRUCHBELASTBARKEIT DES OS NAVICULARE

Für die Bruchbelastungsuntersuchungen haben wir unsere Versuchsbedingungen insofern abgewandelt, indem wir zum einen den Kraftbereich von 5 auf 10 KN erhöht, zum anderen die Belastungsgeschwindigkeit von 0,1 über 1,0 auf 2 mm/min. gesteigert haben.
Die Kurvenverläufe sind in den Abbildungen II.3.13. - II.3.16. wiedergegeben.
Abb. II.3.13. zeigt die Verhaltensweise des Naviculare **unter langsam steigender kontinuierlicher Belastung**. Zunächst haben wir die beiden DMS (medial und zentral längs) in der Art gepolt, so daß ein Anstieg der Kurve für Stauchung steht. Der Nullpunkt der Kurve wurde deshalb auch im Gegensatz zu den weiteren Versuchen nach unten gelegt. Im Kraft-Zeit-Diagramm zeigt sich ein fast kontinuierlich-linearer Anstieg der Kraft bis etwa 8 KN. Hier erreicht die Kurve einen Wendepunkt; die Kraft steigt weniger steil bis zu ihrem Maximum bei ca. 9,2 KN, um dann langsam wieder abzufallen.
Die durch die DMS aufgezeichneten Längenänderungen verhalten sich ähnlich. Zentral steigt die Kurve etwa bis 580µm/m an, erreicht dort den Wendepunkt und steigt dann allerdings etwas steiler an bis zum Maximum, welches bei 720µm/m liegt. Genau wie die Kraftkurve fällt sie dann wieder ab. Der mediale DMS steigt unverhältnismäßig langsam bis zu seinem Wendepunkt bei 100µm/m, erreicht ziemlich schnell sein Maximum bei 220µm/m, um dann mit der Kraft wieder abzusinken.

Abb. II.3.14. beschreibt die Dehnung quer angebrachter DMS unter einer zehnmal so hohen Belastunsgeschwindigkeit wie im vorherigen Versuch. Die DMS sind hier wieder so gepolt, daß ein Anstieg der Kurve mit zunehmender Dehnung gleichzusetzen ist. Die Belastungsgeschwindigkeit beträgt wie o.a. 1 mm/min. Die Kraft steigt hier recht schnell bis auf ca. 7,5 KN, anschließend fällt sie zunächst rasch, dann langsamer werdend ab.
Der Kurvenverlauf des lateralen DMS entspricht bis zum Kraft-

maximum dem der Kraftkurve. Bis dorthin ließ der Kurvenverlauf des DMS ebenfalls ein Maximum der Längenänderung erwarten. Im Bereich der stark absinkenden Kraft nimmt dann jedoch die Dehnung enorm zu. Mit der langsam absinkenden Kraft kommt es zu einer weniger starken Dehnungszunahme.
Der zentral quer angebrachte DMS erfährt eine zunehmend stärker werdende Dehnung. Im Bereich des Kraftmaximums kommt es - bei stark sinkender Kraft - zu einer noch steiler werdenden Längenänderung. Mit der darauf langsamer abnehmenden Kraft flacht auch hier die Längenänderungskurve ab.

In Abb. II.3.15. ist der Kurvenverlauf unter einer Belastungsgeschwindigkeit von 2 mm/min. aufgezeichnet.
Die Kraft steigt hier recht steil an bis auf etwa 5 KN, danach nimmt sie weniger steil zu, erreicht dann bei ca. 8,5 Kn ein vorläufiges Maximum. Auffällig ist dort das abrupte Absinken. Es folgt ein weiterer Anstieg für etwa 3 Minuten bis auf etwa 9 KN. Dieser zweite Anstieg ist wesentlich flacher als der erste.
Die längs angebrachten Dehnungsmeßstreifen zeigen zu Beginn des Versuches eine langsam erfolgende Stauchung, welche dann, nachdem die Kraft bei ca. 5 KN etwas weniger steil ansteigt, in rapide Stauchung übergeht. Der zentrale DMS zeigt sein Stauchungsmaximum bei 670 µm/m, während der laterale etwas später bei 530µm/m sein Maximum erreicht. Mit dem abrupten Absinken der Kraft geht nun auch die Stauchung zurück. Zwar behält der zentrale DMS für fast zwei Minuten noch seine maximale Stauchung, er zeigt aber trotz des erneuten Kraftanstieges eine deutliche Abnahme der Stauchung. Der laterale DMS erfährt einen sofortigen Rückgang seiner Stauchung.

Abb. II.3.16. zeigt die zugehörige Schallemission des zuletzt beschriebenen Versuches. Deutlich ist, daß die Impulsrate während des Kraftanstiegs stark zunimmt; der Gipfel liegt in etwa auf einer Linie mit dem abrupten Absinken der Kraft. Mit dem erneuten Anstieg der Kraft erreicht die Schallemission einen zweiten Gipfel,

welcher beinahe dem ersten an Höhe gleichkommt. Unter Berücksichtigung der vorherigen Versuche ist das nicht verwunderlich, da bei erneuter Kraftzunahme es zu einer Zunahme der Impulsrate gekommen ist. Der gesamte Kurvenverlauf ist charakterisiert durch das Auftreten sowohl vieler "Bursts" als auch einer "kontinuierlichen Emission". Die Pausen zwischen vielen Bursts sind so kurz, daß man Einzelereignisse nicht mehr voneinander trennen kann.

Auffällig erscheint uns, daß "Bursts" meist dann auftreten, wenn bei der Kraftkurve leichte Anstiege zu verzeichnen sind. Allerdings muß berücksichtigt werden, daß es zum Entstehen von Reibungsgeräuschen kommen kann.

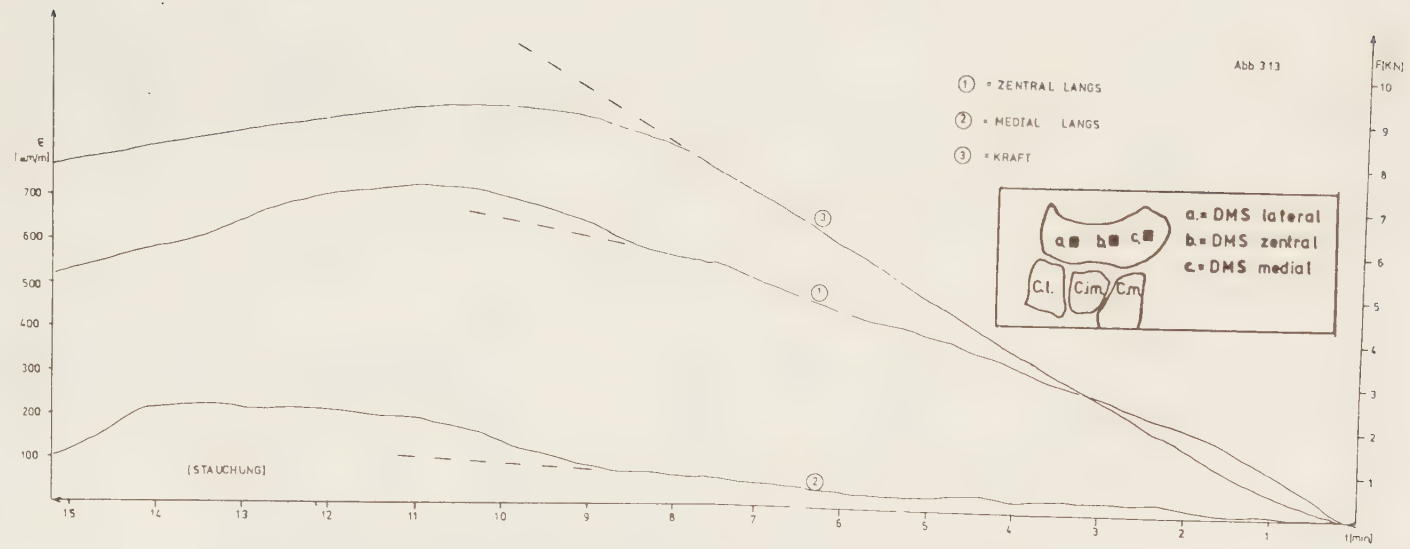


Abb 3.13
① = ZENTRAL LANGS
② = MEDIAL LANGS
③ = KRAFT
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.
ε [µm/m]
700
600
500
400
300
200
100
[STAUCHUNG]
15
14
13
12
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
t[min]
F[KN]
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1

Abb. 3.14.

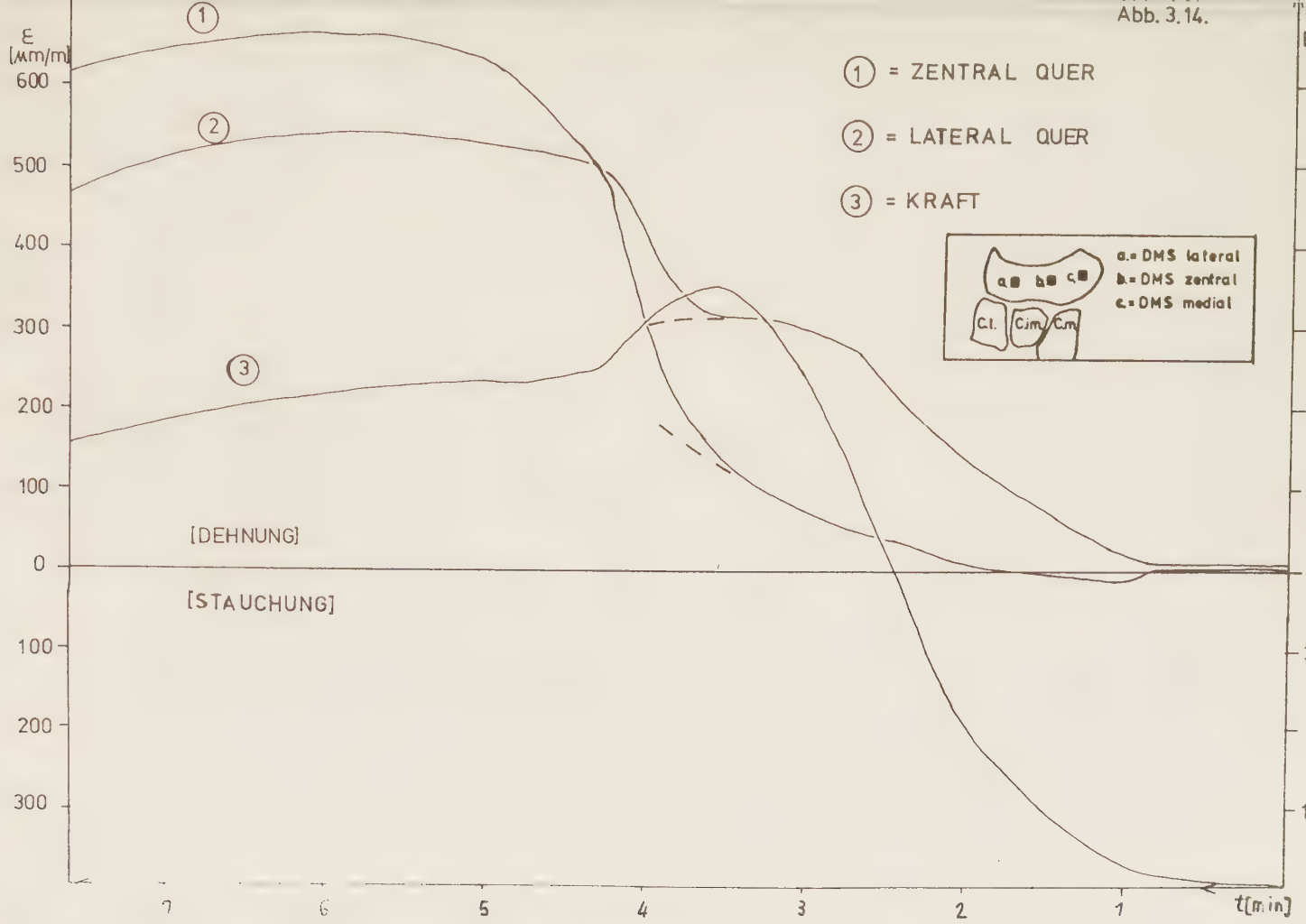
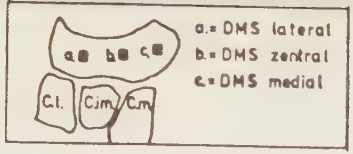

ε [µm/m]
600
500
400
300
200
100
0
100
200
300
F[K
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
7
6
5
4
3
2
1
t[min]
① = ZENTRAL QUER
② = LATERAL QUER
③ = KRAFT
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
C.l.
C.m.
C.m.

Abb. 3.15.



① = ZENTRAL LÄNGS

② = LATERAL LÄNGS

③ = KRAFT

ε [µm/m]

100

0

[DEHNUNG]

[STAUCHUNG]

100

200

300

400

500

600

F[KN]

10

9

8

7

6

5

4

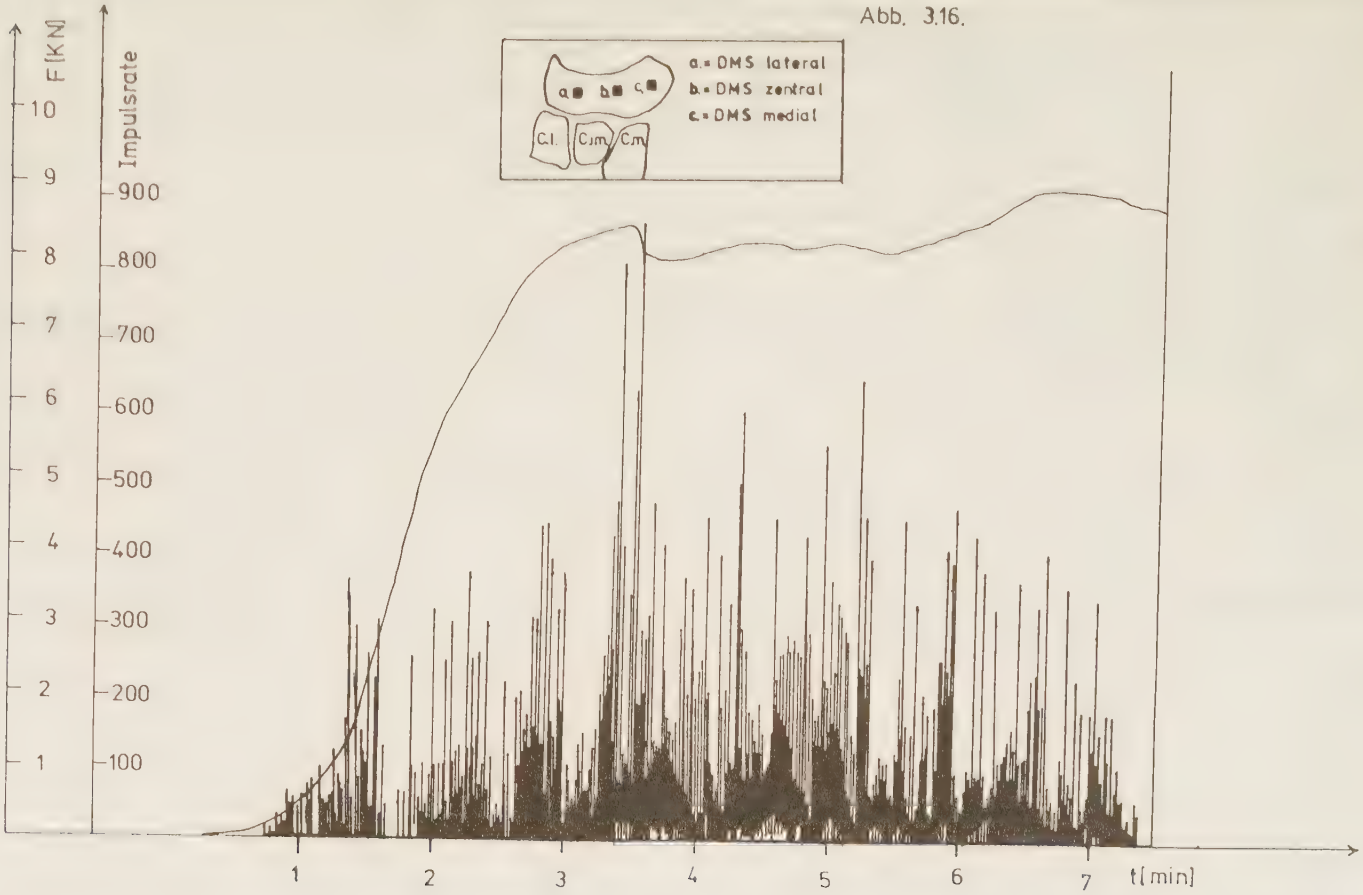
3

2

1

7 6 5 4 3 2 1 t[min]

Abb. 3.16.


F[KN]
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
Impulsrate
900
800
700
600
500
400
300
200
100
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a
b
c
C.l.
C.m.
C.m.
1
2
3
4
5
6
7
t[min]

Besprechung zu den Bruchbelastungsversuchen

Im ersten Versuch (Abb. II.3.13.) haben wir keine eindeutige Fraktur erzielen können. Wichtig erscheint uns hier, daß mit Sicherheit der elastische Bereich des Naviculare verlassen wurde. **Der Knochen beginnt zu fließen.** Kennzeichnend hierfür ist das **langsame Absinken der Kraftkurve** trotz kontinuierlicher Belastungszufuhr (0,1 mm/min). Die **steiler werdende Kurve** der Längenänderungen unter geringem Anstieg der Kraft verdeutlicht ebenfalls das beginnende Fließen des Knochens.

In Abb. II.3.14. ist das Längenänderungsverhalten des Knochens bei quer aufgeklebten DMS dargestellt. Aufgrund des Kurvenverlaufes müssen wir eine plastische Verformung annehmen. Diese plastische Verformung dürfte in dem Bereich einsetzen, der kurz vor dem Kraftmaximum liegt.

Beim Einsetzen plastischer Verformung kann der Knochen unter Kompression nur in die Breite ausweichen. Da plastische Verformung **als überproportionale Längenänderung im Kraft-Längenänderungsdiagramm** definiert ist, müssen wir für die DMS ein starkes Ansteigen der Dehnung erwarten, was auch aus Abb. II.3.14. ersichtlich ist. Die **enorme Dehnung der DMS** entspricht daher dem **starken Abfall der Kraftkurve.** Ebenso entspricht dem langsamen Abflachen der Kraftkurve eine langsamere Zunahme der Dehnung. Insgesamt gesehen läßt sich eine erfolgte **Schädigung** des Knochens vermuten.

Aus dem Kraft-Zeit-Diagramm der Abb. II.3.15. ist das abrupte Absetzen der Kraft deutlich zu beobachten. Wahrscheinlich handelt es sich hier um ein **Mikrotrauma.** Das Verhalten der Dehnungsmeßstreifen ist auffällig: Wie schon in Abb. II.3.13. beobachtet, kommt es auch hier unter geringer werdendem **Anstieg der Belastungskurve** zu einer rapiden **Zunahme der Stauchung.** Schon hier beginnt der Knochen zu **fließen.** Analog zu dem in Abb. II.3.14. Gesagten, müssen wir hier bei längs angebrachten DMS eine Zunahme der Stauchung erwarten.

Nachdem die DMS ihre Maxima erreicht haben, tritt zuerst bei dem zentralen, dann etwas später am lateralen DMS eine mehr oder

weniger konstante deutliche Abnahme der Stauchung auf. Unter der Voraussetzung, daß hier ein Mikrotrauma aufgetreten ist, läßt sich das Verhalten der DMS nur folgendermaßen erklären: Durch Setzungs- und Fließvorgänge innerhalb des Knochens kommt es zu Überlagerungen einander entgegengesetzter Kräfte, das keine aussagefähigen Verläufe mehr zu erkennen sind. Insgesamt ist der [illegible] durch zwei Besonderheiten gekennzeichnet: einmal kam es zu einer erwartungsgemäßen Zunahme der Stauchung durch das Einsetzen plastischer Verformung; zum anderen entzieht sich der [illegible] durch das Mikrotrauma einer weitergehenden Beurteilbarkeit.

Wie schon bei den vorherigen Untersuchungen erweist sich die Schallemissionsanalytik als aufgabengemäße Methode. Die Belastung von [illegible] . Neben der vielen, die gesamte [illegible] begleitenden "Bursts" erscheint die Maximalamplitude während des Bruches schließlich als ein Mikrotrauma kennzeichnendes Ereignis. Das [illegible] massive "kontinuierliche Emission" von Schallsignalen beweist das Auftreten plastischer Verformung. Die hohen Amplituden, d.h. der durch ein oder mehrere Mikrotraumen [illegible] versucht unter dem erneuter Belastungsanstieg wieder Stabilität zu gewinnen. Aus den Dehnungsmeßstreifen geht dieses nicht so deutlich hervor wie mit Hilfe der Schallemissionsanalytik. Sie wird als ein wichtiges Instrumentarium zur Ermittlung von Veränderungen am Knochen empfohlen.

Zusammenfassung

Die beiden vorliegenden Versuche zeigen, daß unter langsam statischer Belastung der Knochen im höheren Kraftbereich den elastischen Bereich verläßt. Der Knochen beginnt zu fließen. Sowohl durch das langsame Abfahren der Kraftkurve als auch durch die "kontinuierliche Emission" von Schallsignalen wird dieser Vorgang veranschaulicht. Auch die DMS zeigen deutlich die erfolgte plastische Verformung des Knochens im höheren Kraftbereich an, nachdem sie sich vorher

annähernd elastisch verhalten haben.
Makroskopisch faßbare Frakturen haben wir nicht erzielen können: wohl aber ließ sich sowohl mittels der DMS als auch durch die SEA das Auftreten von **Mikrotraumen vermuten.**

BELASTUNG DES OS NAVICULARE UNTER DEM TALUS ALS DRUCKÜBERTRAGER

In den bisher beschriebenen Versuchen haben wir einige qualitative Verhältnisse der bei unserer DMS aufgeklebt an verschiedenen Orten des Naviculare herstellen können. Uns beschäftigte nun die Frage, wie sich die DMS verhalten, wenn man das **Naviculare mit seinen anatomisch benachbarten Knochen, dem Talus belasten würde.** Daher haben wir einige Fälle derselben Leichen, aus denen wir die Navicularia gewannen, aufgesetzt auf die Facies talonavicularis und dann vertikal belastet, wobei uns der Talus als Stempel diente.

Abb. II.3.17. zeigt das Diagramm einer solchen Belastung: Die Kurven der DMS, welche nur lateral und zentral aufgeklebt wurde, lassen sofort, wie die Belastungskurve der schon vorher beschriebenen Verhaltensweisen. Die Belastungskurve steigt steil an bis auf 2 KN, um dann, nach Anhalten der Kraftzufuhr, langsam auf einen niedrigeren Wert zurückzugehen, was der Relaxation des Knochens entspricht.

Zu erwarten war, daß der zentrale DMS einen höheren Maximalwert (320 zentral 265 lateral) erreicht als der laterale. Ebenso wie die darauf folgende Relaxation entspricht dieses den vorher beschriebenen Verhaltensweisen der DMS. Daß die Maximalwerte nicht die der vorherigen Versuche erreichen, hängt unserer Meinung nach mit dem Umstand zusammen, daß der knöcherne Talus bei weitem nicht die Härte der Kunststoffe (Palatal M 2215) besitzt, welche wir sonst als Stempel benutzten. Somit muß berücksichtigt werden, daß der Talus einen Teil der Kraft als Übermittler selber resorbiert. Dieser Resorptionsbetrag geht natürlich nicht in die am Naviculare erfolgten Messungen ein. In Tabelle II.3.3. sind die quantitativen Unterschiede an den einzelnen Meßorten wiedergegeben. Qualitativ entsprechen sie den gleichen Ergebnisse früherer Versuche.

Die quantitativen Unterschiede zu den vorherigen Untersuchungen

werden auch durch die Schallemissionsanalysen (Abb. II.3.18.) bestätigt, wobei es während des Kraftanstiegs zur SE kommt, deren Impulsrate jedoch bei weitem nicht die Höhe früherer Versuche erreicht.
Im übrigen sei an dieser Stelle noch einmal auf die interindividuell quantitativen Unterschiede hingewiesen, die es unmöglich machen, die Eigenschaften des Untersuchungsmaterials Knochen exakt in Zahlen auszudrücken. Das Ziel und der Zweck unserer Untersuchungen soll in einer qualitativen Beschreibung der Verhaltensweisen des Os Naviculare bestehen.

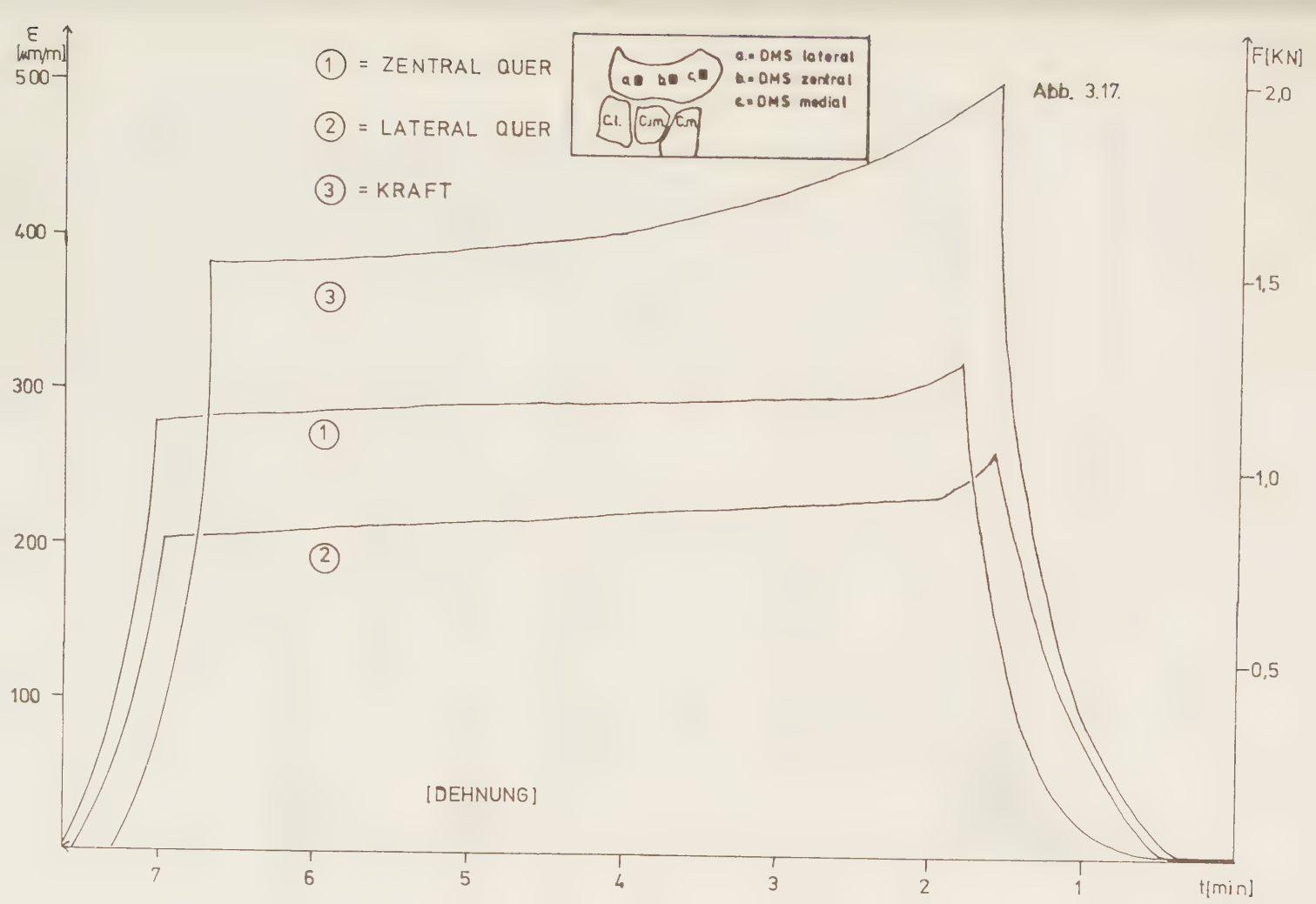
Zusammenfassung

Wir haben aufzeigen können, daß unter Belastungsversuchen mit dem **Talus als Kraftüberträger qualitativ die gleichen Ergebnisse** erreicht werden, die wir vorher bei den Versuchen mit Hilfe der Einbettmasse (ACHEMIE GELB) als Kraftübermittler gewonnen hatten.
Die Gründe für die **quantitativen Unterschiede** liegen an der weitaus geringeren Härte des Talus der Einbettmasse gegenüber. Dadurch resorbiert der Talus selbst einen großen Teil der zugeführten Belastung, welcher natürlich nicht in die am Naviculare erfolgten Messungen eingeht.

Tabelle 3.3. Belastung (2,0 KN) des Os Naviculare mit dem Talus als Kraftüberträger

Präparatenr.	Meßstelle	a	b	Meßstelle	a	b
1. 959 re.	zentral längs	S	296	medial längs	S	12
2. 1037 re.	zentral längs	S	354	lateral längs	S	270
3. 1086 li.	zentral quer	D	320	lateral quer	D	265
4. 1086 re.	zentral quer	D	328	medial quer	D	8
5. 1087 li.	lateral längs	S	160	medial längs	S	12
6. 1087 re.	zentral quer	D	240	lateral quer	D	122

a = DEHNUNG/STAUCHUNG b = Längenänderung ε [μm/m]


ε
[µm/m]
500
400
300
200
100
① = ZENTRAL QUER
② = LATERAL QUER
③ = KRAFT
a = DMS lateral
b = DMS zentral
c = DMS medial
C.l.
C.m
C.m
Abb. 3.17.
F[KN]
2,0
1,5
1,0
0,5
[DEHNUNG]
7
6
5
4
3
2
1
t[min]

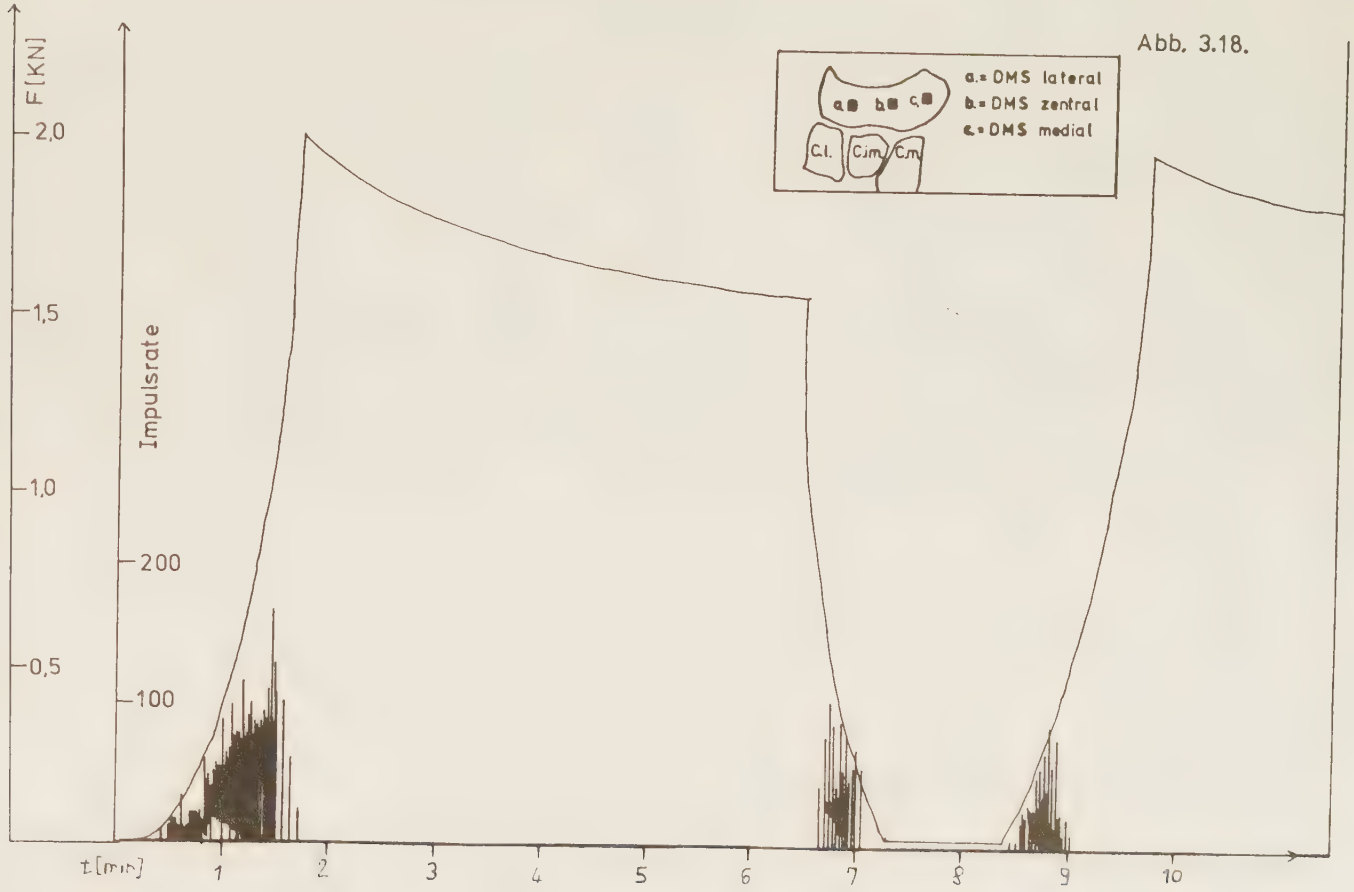

F [KN]
2,0
1,5
1,0
0,5
Impulsrate
200
100
t [min]
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
a.= DMS lateral
b.= DMS zentral
c.= DMS medial
a.
b.
c.
C.l.
C.m.
C.m.

Abb. 3.18.

ZUSAMMENFASSUNG ZU TEIL B

Für unsere Versuche benutzten wir 48 Naviculare, die wir aus Obduktionen gewonnen hatten. Die Leichen lagen durchschnittlich 48 Stunden in Kühlräumen.
58 % entstammten aus weiblichen, 42 % aus männlichen Leichen. Das Durchschnittsalter betrug 50,2 Jahre. Die Spannweite lag bei 82 Jahren.
Die Knochen wurden bei -20°C in Ringerlösung bis zum Versuchsbeginn aufbewahrt. Nach Einbettung der Knochen in eine spezielle Einbettmasse konnten wir, durch Verwendung derselben Einbettmasse als Kraftüberträger, **Kompression in axialer Richtung vornehmen.**

Als Meßmethode verwendeten wir:
1. Foliendehnungsmeßstreifen
2. Schallemissionsanalytik

Zusätzlich zu der sich schon seit längerer Zeit im Gebrauch befindlichen Meßmethode mit Hilfe der DMS konnten wir die **SEA als kompetentes Prüfmittel zum Nachweis von Veränderungen am Knochen vorstellen.**

Wir haben die Knochen untersucht hinsichtlich ihres
1. Relaxations- und Erholungsverhaltens
2. ihres Verhaltens unter niederfrequenter Belastung
3. ihres Verhaltens unter kontinuierlich steigender Belastung
4. ihres Verhaltens mit Hilfe des Talus als Kraftübermittler

Hinsichtlich der Relaxation haben wir die von SEDLIN und HIRSCH (1965) sowie die von ARNOLD/QUAKULINSKI (1972) gefundenen Ergebnisse auch unter Kompression bestätigen können. Außerdem fanden wir, daß durch Wiederholung der Belastung die Relaxation abnimmt und der Knochen erste Ermüdungserscheinungen zeigte. Mit Hilfe der SEA ließ sich nachweisen, daß Schallimpulse nur unter Be- bzw. Entlastung, nicht aber während der Relaxation bzw. Erholung

auftreten. Die Möglichkeit der Beteiligung der Erholung an Ermüdungsbrüchen wurde diskutiert.

Unter frequenter Belastung konnten wir bei 4,1 KN erste Anzeichen plastischer Verformung sowohl durch die DMS als auch durch das Auftreten "kontinuierlicher Emission" von Schallsignalen mittels der Schallemissionsanalytik nachweisen. Unter frequenter Belastung niedrigeren Betrages zwischen 0,6 und 0,8 KN ließen sich mit Hilfe der SEA schon einige wenige "Bursts" registrieren, welche durch die andauernde Be- und Entlastung bedingt waren. Zeichen für Mikrorisse waren nicht zu erkennen. Ebensowenig zeigten die DMS Verhaltensänderungen.

Bei den Untersuchungen des Knochens unter kontinuierlich steigender Belastung zeigten die DMS sowie die SEA in allen Fällen das erfolgte Eintreten plastischer Verformung an. Makroskopisch faßbare Frakturen konnten wir nicht erzielen. Wohl aber ließ sich unter hoher Belastung sowohl mittels der Dehnungsmeßstreifen als auch durch die Schallemissionsanalytik das Auftreten von Mikroläsionen vermuten.

Die Versuche mit dem Talus als Kraftüberträger brachten qualitativ die gleichen Ergebnisse wie in den Untersuchungen zuvor mit Hilfe der Einbettmasse als Kraftübermittler.
Die Ergebnisse hinsichtlich der Frakturen des Os naviculare pedis werden im Teil D diskutiert.

T E I L C

Modellversuche zur Fraktur des Os naviculare pedis

vorgelegt von: Rolf Junker

Material und Methode

Ziel unserer Untersuchungen war es, die am Os naviculare pedis aufgetretenen ***Belastungen bei den verschiedenen Fußstellungen****, quasi im Verbund zu messen.*

Um diese Messungen "im Verbund" durchführen zu können, haben wir unsere Untersuchungen an fünf frisch amputierten Beinen unterschiedlicher Krankheitsursache durchgeführt. Das Untersuchungsgut wurde uns vom hiesigen Institut für Pathologie zur Verfügung gestellt, wofür wir uns an dieser Stelle herzlich bedanken möchten.

Unsere Grundidee war, ein Bein in einem geeigneten Modell so zu fixieren, daß einerseits die verschiedenen Fußstellungen simuliert werden können, daß andererseits durch eine Kompressionsmaschine über die Tibia Druck auf das Naviculare gegeben werden konnte. Die dadurch auftretende Belastung haben wir mittels ***Foliendehnungsmeßstreifen an der dorsalen Navicularoberfläche*** *abgegriffen und aufgezeichnet.*

Dazu waren am amputierten Bein ***folgende Maßnahmen notwendig****: Zunächst wurden die, eine handbreit über dem Knie abgesetzten Beine* ***im Kniegelenk exartikuliert****, um eine vergleichbare Angriffsstelle für die Kompressionsmaschine zu schaffen. Weiterhin wurde die* ***dorsale Navicularoberfläche*** *unter Schonung des Band- und Kapselapparates freipräpariert.*

In Zusammenarbeit mit den hiesigen Physiologischen Werkstätten haben wir ein Modell entwickelt, wie Abb. III.4.1. zeigt.

Dieses Modell hat es uns ermöglicht, das betreffende Bein unterhalb des Knies, mittels der angebrachten Schlauchschellen zu fixieren, ohne daß die durch die Stangen laufenden Klemmen allzu große Reibungsverluste verursacht hätten.
Mittelpunkt des Modells ist der **Kugeltisch**, *der es uns erlaubt hat, den Fuß in der oberhalb des Gelenkes angebrachten Schale mittels der* **Kalteinbettmasse** *"Achemie Gelb" zu fixieren. Diese Kaltein-*

bettmasse hat eine sechsmal größere Belastungsfähigkeit als der Knochen.
Wir waren in der Lage, durch mehrere, unterhalb der Schale angebrachter Löcher, die Schale so zu fixieren, daß die Belastungsachse immer durch die Ferse ging. Außerdem ist es durch den Kugeltisch möglich geworden, **den Fuß in die gewünschten Stellungen zu bringen und zu fixieren**, ohne die Fixation oberhalb der Sprunggelenke aufzuheben.
Wir waren also in der Lage, jeweils **reproduzierbare Fußstellungen** zu erstellen.

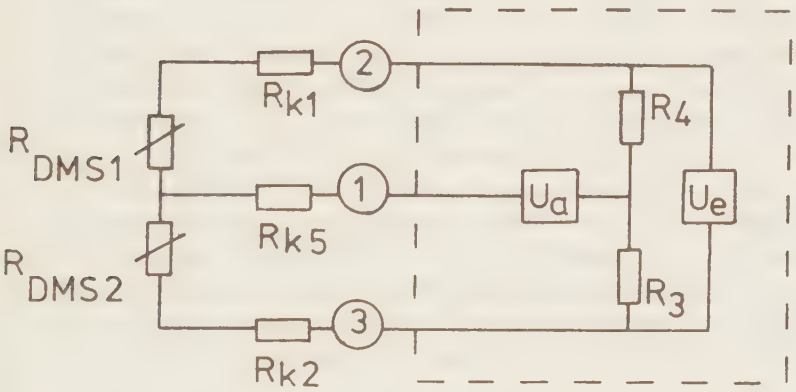
Dehnungsmeßstreifen (DMS) zur Messung der Längenänderung bei Einwirkung einer komprimierenden Kraft

Da wir es uns zur Aufgabe gemacht haben, die Belastung am Os naviculare in Abhängigkeit von der Fußstellung zu messen, haben wir die **auf das Naviculare entfallende Längenänderung**, die ja in funktioneller Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft zu sehen ist, mittels **Foliendehnungsmeßstreifen** abgeleitet. Für unsere Versuche verwendeten wir Foliendehnungsmeßstreifen der Firma HBM.
Um **konstante Meßpunkte** zu erhalten, haben wir, nach dem Schema von MAIN und JOWETT (Abb. III.1.2.) die DMS **parallel zur Spongiosastruktur** auf dem **medialen** und **lateralen** Anteil der freipräparierten Knochenoberfläche geklebt.

Grundsätzlich ist zur **DMS-Technik** folgendes zu sagen.
DMS wurden 1938 von ARTHUR CLAUDE RUGE entwickelt. Das Meßprinzip besteht darin, daß das Meßgitter, wie bei jedem elektrischen Leiter, abhängig ist von Querschnitt, Länge und Temperatur. Unter konstanten Bedingungen wird eine am Meßkörper auftretende Dehnung analog auch auf das Meßgitter übertragen. Durch die resultierende Längenänderung wird eine Spannungsänderung hervorgerufen. Um diese minimalen Spannungsänderungen meßbar zu machen, sind die DMS zu einer **Wheatstoneschen Brücke** zusammengeschaltet, die vor der Messung auf Null abgeglichen

wurde. Dann wird die gemessene Spannung über einen Verstärker auf eine geeichte Skala oder einen Meßschreiber übertragen.
Für unsere Versuche benutzten wir nun eine ***Halbbrückenschaltung mit Kompensations-DMS.*** *Dies bedeutet, daß wir je einen* ***"aktiven"*** *-(messenden) und einen* ***"passiven"*** *(Störquellen kompensierenden, nicht messenden) DMS zusammen mit zwei Gerätewiderständen zu einer Wheatstoneschen Brücke schalteten.*
Von der Anzahl der messenden Streifen ist dies eine Viertelbrückenschaltung. Das Schaltschema ist in Abb. III.4.3. wiedergegeben.

Halbbrückenschaltung



DMS1 = aktiver DMS
Rk1 = Kabelwstd. Hinleitung
DMS2 = Kompensations-DMS
Rk2 = Kabelwstd. Rückleitung
$R_3 R_4$ = Ergänzungswiderstände

Es muß noch darauf hingewiesen werden, daß der passive DMS nicht

auf eine dem Kraftfluß ausgesetzten Struktur aufgeklebt werden darf, da sonst Teile der Messung ebenfalls kompensiert werden würden. Wir haben dieses Problem dadurch gelöst, daß wir ein **isoliertes Naviculare als Stützpunkt** für unsere passiven DMS benutzten und in die Nähe des Meßortes brachten.

Die **Vorteile der Halbbrückenschaltung** mit Kompensations-DMS gegenüber der Vollbrückenschaltung sind darin zu sehen, daß die Hauptstörgröße, die Temperatur, ausgeschaltet werden kann, daß die Qualität der Meßgröße Längenänderung (Dehnung oder Stauchung) durch die Schaltung vorgegeben ist, so daß unserem Schaltschema entsprechend, ein Ausschlag nach rechts Dehnung, ein Ausschlag der Anzeige nach links Stauchung bedeutet. Der Hauptvorteil liegt jedoch darin, daß eine umständliche Berechnung der tatsächlichen Dehnung aus der gemessenen Dehnung entfällt.

Bei unseren Versuchen wurden dieselben in Teil B aufgeführten Instrumente benutzt. Auf die Verwendung der **Schallemissionsanalyse** mußten wir bei diesen Versuchen leider verzichten, da durch den Weichteilmantel bzw. auch durch das Modell selbst SE auftreten, welche die SE des Knochens um ein mehrfaches überlagern und erst durch langwierige Voruntersuchungen auszuschließen wären.

Versuchsaufbau und -durchführung

Zunächst wurden die Beine im Kniegelenk exartikuliert. - Mittels der Kalteinbettmasse wurde der Fuß in der Schale fixiert und dann durch vier Schlauchschellen in diagonal - entgegengesetzter Richtung im Bereich der Tuberositas tibiae fixiert. Zur besseren Fixierung wurde das Bein mit Mullbinden bis oberhalb der Malleolen umwickelt und mit Watte ausgepolstert. Anschließend wurde die dorsale Naviculareoberfläche freipräpariert.

Zum Aufkleben der DMS muß die Oberfläche glatt, trocken und fettfrei sein. Deshalb wurde die Oberfläche kurz vor dem Aufkleben mit Benzin abgetupft. Direkt im Anschluß daran klebten wir den DMS mit einem Cyanidkleber auf dem Meßort unter leichtem Druck an. Dabei ist es wichtig, durch leichtes Bewegen des Fingers eine gleichmäßige Verteilung des Klebstoffes zu erzielen, um nicht durch Unregelmäßigkeiten Meßfehler zu bewirken. Da die DMS nicht von Hand berührt werden dürfen, haben wir die dem Schnellkleber beigelegte Spezialfolie benutzt. In gleicher Weise wurde nun die erforderliche Anzahl von Lötstützpunkten angebracht. **Als Träger für die passiven DMS** verwandten wir ein in "Achemie Gelb" eingebettetes isoliertes Naviculare. Die passiven DMS klebten wir auch in der o.a. Weise an.

Nach Verlötung und Verkabelung, entsprechend dem Schaltschema, wurden sowohl DMS als auch Lötstützpunkte mit einem **Abdeckharz** behandelt, um den Meßort vor Feuchtigkeit zu schützen.

Nun mußten wir ca. 30 Minuten warten, bis sich der Nullpunkt stabilisiert hatte. Anschließend wurden die Meßgeräte nach Vorschrift abgeglichen.

Bevor wir mit unseren Kompressionsversuchen begannen, haben wir bei **jeder Fußstellung die Längenänderung ohne komprimierende Kraft gemessen.**

Für unsere Versuche wählten wir folgende Bereiche:

Kraft (wegabhängig):	5 KN
Geschwindigkeit:	1 mm/min

Entlastung unter Belastung von:	*2,5 KN*
Meßbereich:	*1.000µm/m*
Papiervorschub:	*50 mm/min*

Der Stift des Adapters wurde dann soweit in das Marklager der Tibia gefahren, bis der Adapter glatt und ohne Druck der Tibia auflag.
Danach wurde die gewünschte Fußstellung eingestellt und bis auf 2,5 KN belastet. Sobald die Maschine den Kraftbetrag erreicht hatte, hielt sie die Belastung für eine Minute konstant und entlastete das Bein im Anschluß daran.
Für unsere Versuche wählten wir folgende Fußstellungen aus:

Normalstellung
Plantarflexion
Dorsalflexion
Pronation
Supination
Pronation + Plantarflexion

Jeder Versuch wurde für jede Fußstellung ***dreimal wiederholt.***

Ergebnisse:

In Tabelle III.3.1. ist ein qualitativer Überblick wiedergegeben. Für alle Versuche sind die entsprechenden qualitativen Ergebnisse aufgeführt.

Auf eine ***quantitative Analyse*** *haben wir verzichtet, da Anlage und Versuchsaufbau nicht auf eine quantitative Beurteilung unserer Versuche abzielten.*

Wir sind uns auch bewußt, daß die Verwendung von amputierten Beinen gewisse ***Veränderungen an den Knochen*** *nach sich ziehen. Es ist z.B. nicht zu erwarten, daß sich der Fuß eines Diabetikers genauso verhält, wie der Fuß eines an arterieller Verschlußkrankheit Leidenden.*

Wohl aber zeigt sich, daß qualitativ durchaus eine Analyse möglich ist. Wir haben in allen Versuchen dieselben qualitativen Ergebnisse bekommen. Sicherlich lassen die ***Schwankungen****, welche interindividuell zu erwarten waren, unsere Ergebnisse bedenklich erscheinen. Wir können aber diesen Einwurf entkräften, da wir für jedes einzelne Bein die Beziehungen zwischen den einzelnen Fußpositionen untersucht haben. Die* ***intraindividuell qualitativ unterschiedlichen Werte*** *lassen sich durchaus mit den Daten der einzelnen Versuche vergleichen.*

Weiterhin muß davor gewarnt werden, die in den einzelnen Kurven wiedergegebenen Daten, die ja "in vitro" erhoben worden sind, auf den lebenden Menschen anzuwenden. "In vivo" sind die quantitativen Verhältnisse weitaus komplizierter, jedoch gleichen sich die qualitativen Verhaltensweisen. Dieser Schluß ist unserer Ansicht nach durchaus zulässig, was das Verhalten des Knochens angeht.

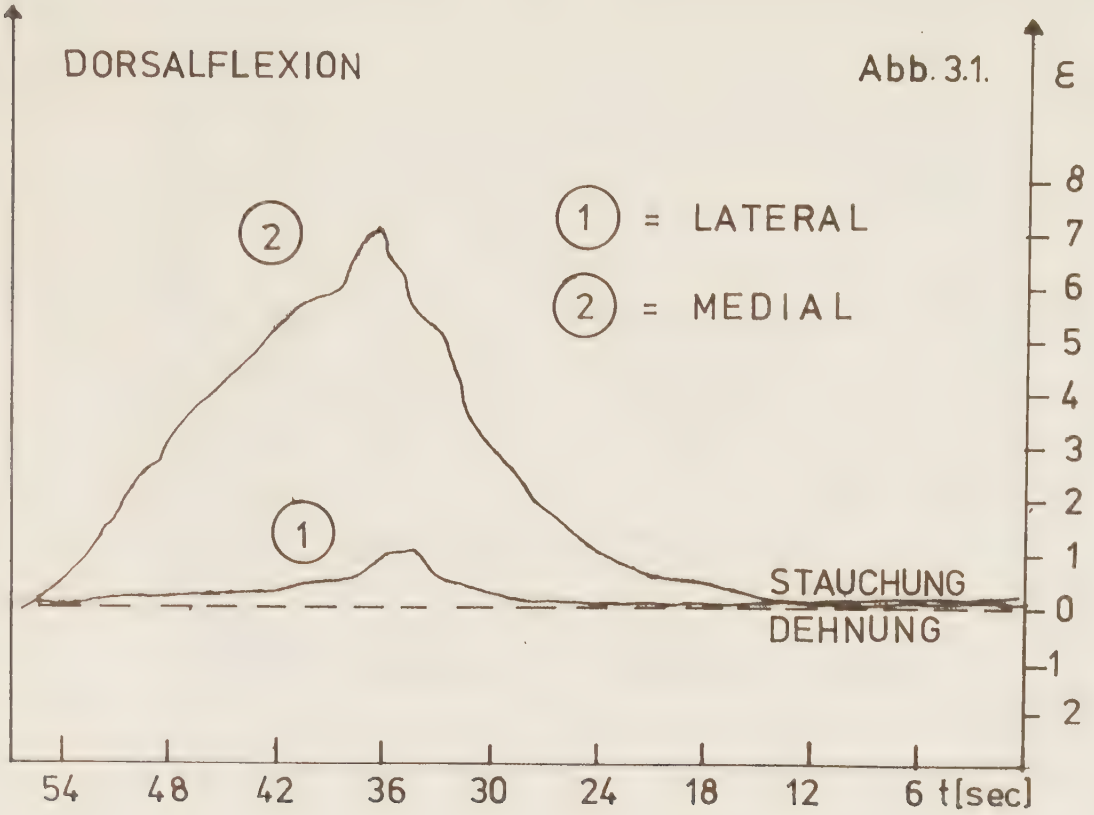
Übersicht über die qualitativen Längenänderungen

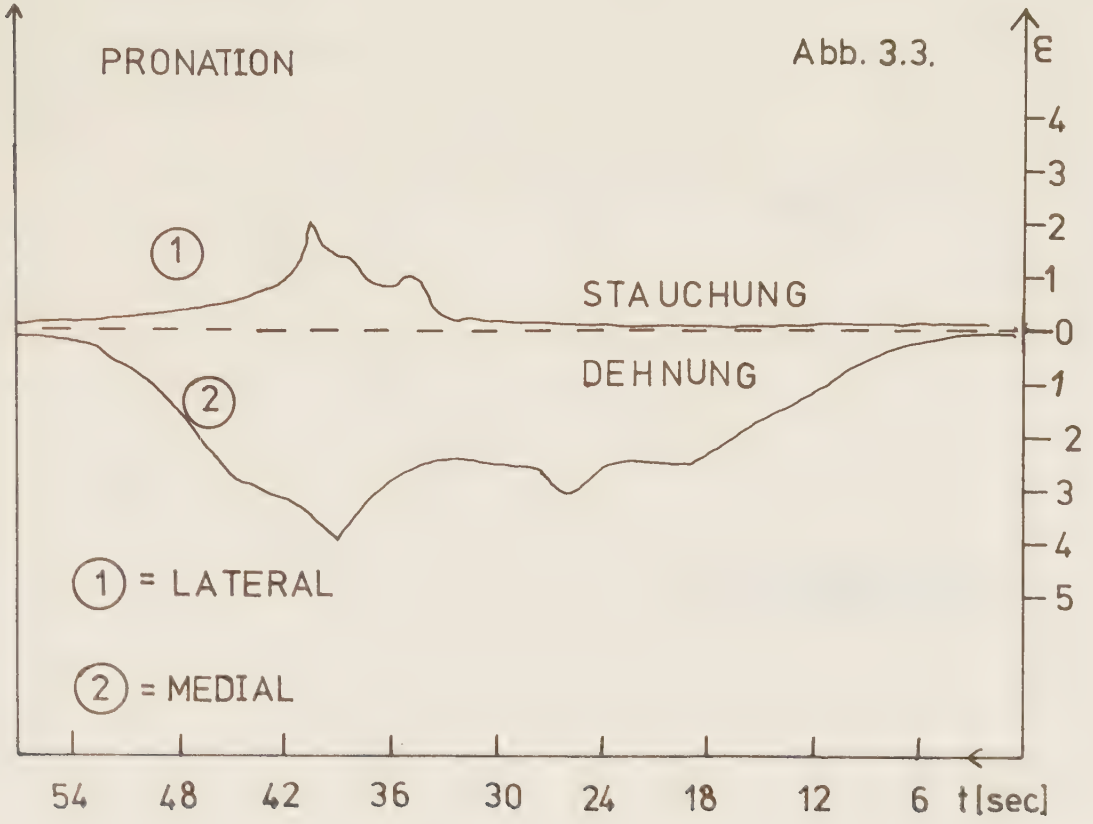
Bein	1		2		3		4		5	
FST	m	l	m	l	m	l	m	l	m	l
NS	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
PF	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
DF	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
PRO	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S
SUP	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
PF + PRO	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S

FST= Fußstellung; m=medial; l=lateral
D=Dehnung; S=Stauchung;

TABELLE 3.1.

Vorangestellt seien die ***Ergebnisse von Vorversuchen*** *(Abb. III.3.1. - III.3.4.), bei denen wir von Hand unter Bewegung des Unterschenkels die anfallenden Längenänderungen im Os naviculare pedis in verschiedenen Fußpositionen gemessen haben.*


DORSALFLEXION
Abb. 3.1.
ε
8
7
6
5
4
3
2
1
0
1
2
2
1
1 = LATERAL
2 = MEDIAL
STAUCHUNG
DEHNUNG
54
48
42
36
30
24
18
12
6 t[sec]


PRONATION
Abb. 3.3.
ε
4
3
2
1
0
1
2
3
4
5
1
STAUCHUNG
DEHNUNG
2
1 = LATERAL
2 = MEDIAL
54
48
42
36
30
24
18
12
6
t [sec]

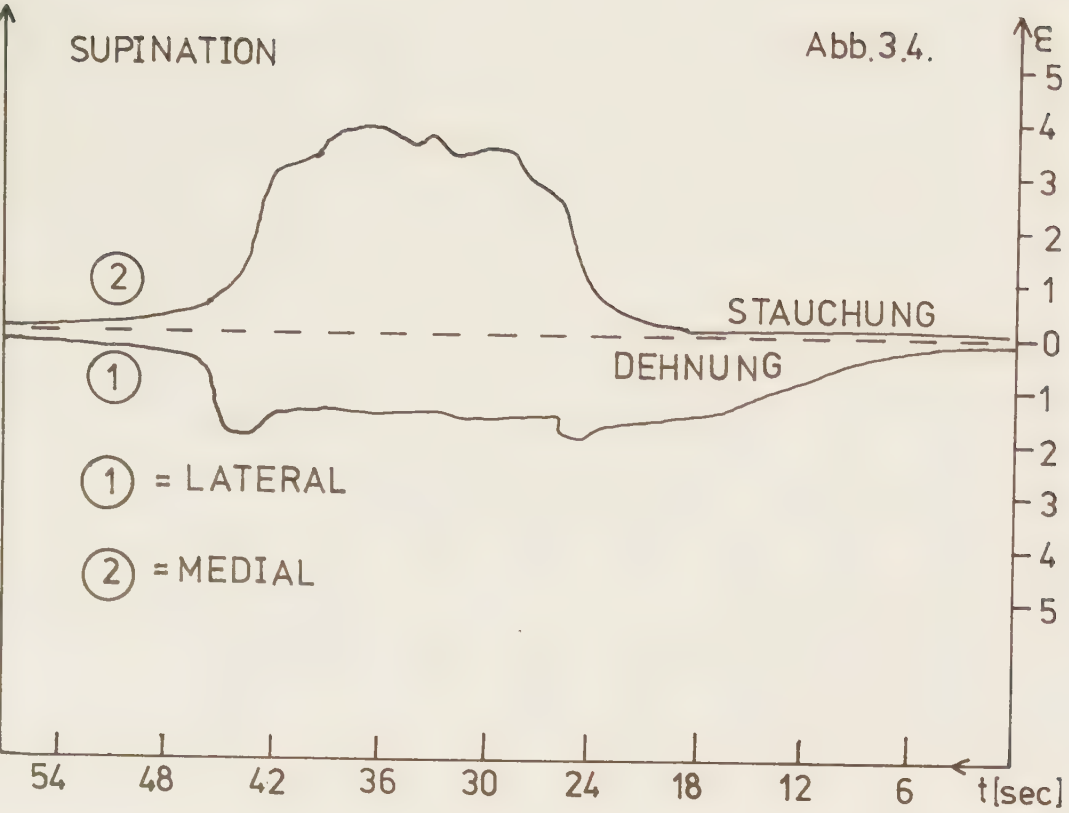
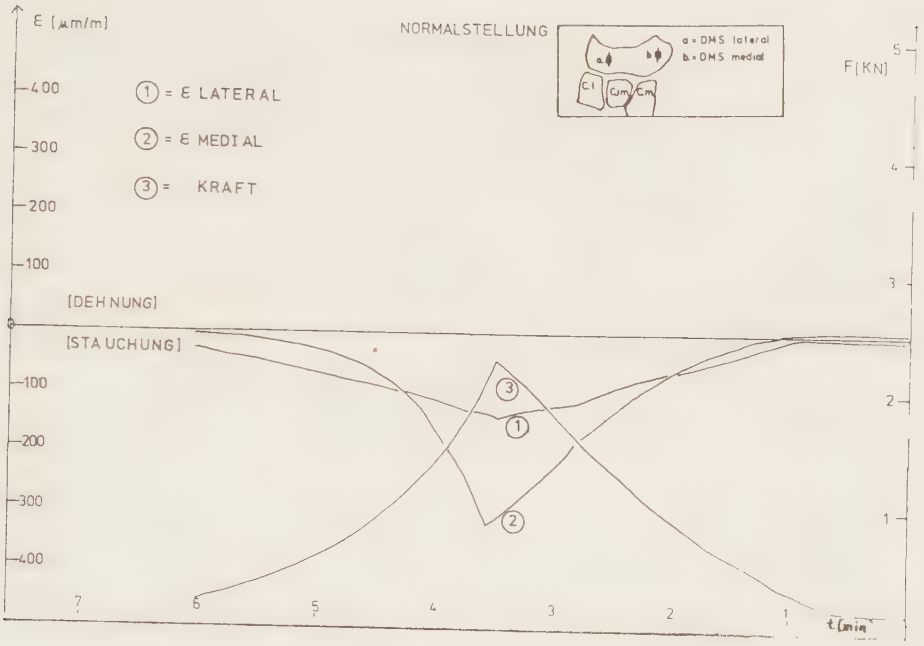

SUPINATION
Abb.3.4.
ε
5
4
3
2
1
0
1
2
3
4
5
2
1
STAUCHUNG
DEHNUNG
1 = LATERAL
2 = MEDIAL
54
48
42
36
30
24
18
12
6
t[sec]

Tabelle III.3.2. zeigt die auftretenden Längenänderungen bei Bewegungen des Fußes ***von der Normalstellung in eine andere Fußstellung.*** *- Im Gegensatz zu den* ***Vorversuchen*** *(Abb. III.3.1. - III.3.4.) wurde hier* ***der Fuß im Modell um den Unterschenkel*** *bewegt. Die Beine wurden dabei* ***nicht durch Kompression belastet.***

TABELLE3.2.	VORVERSUCHE OHNE BELASTUNG									
a	1		2		3		4		5	
b	m	l	m	l	m	l	m	l	m	l
c	ε[um/m]		ε[um/m]		ε[um/m]		ε[um/m]		ε[um/m]	
PF	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D
	40	8	37	10	40	9	45	6	30	19
DF	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	18	8	13	10	15	6	15	9	20	12
PRO	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S
	43	20	47	26	52	34	50	29	46	27
SUP	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
	68	27	66	24	60	26	64	29	70	34
PF+ PRO	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S
	60	16	60	22	55	19	59	21	64	19

Die Abbildungen III.3.5 - III.3.10. zeigen die Kurvenverläufe für die einzelnen **Fußstellungen unter niedriger Belastung**. Die Ergebnisse der anderen Versuche sind tabellarisch wiedergegeben.
Die Abbildungen III.3.11. und III.3.12. beschreiben das Verhalten des Naviculare **unter höherer Belastung** (10 KN bei 1 mm/min Eindringgeschwindigkeit) für **Plantarflexion** und **Plantarflexion + Pronation**.
Da die Wirkung auf den Knochen stark abhängig ist von der Belastungsgeschwindigkeit, interessierte uns noch das **Verhalten des Knochens unter einer niedrigeren Belastungsgeschwindigkeit**.
Abbildung III.3.13. gibt das Ergebnis für die **Plantarflexion + Pronation** unter einer Belastung von 25 KN und 0,1 mm/min Eindringgeschwindigkeit wieder.

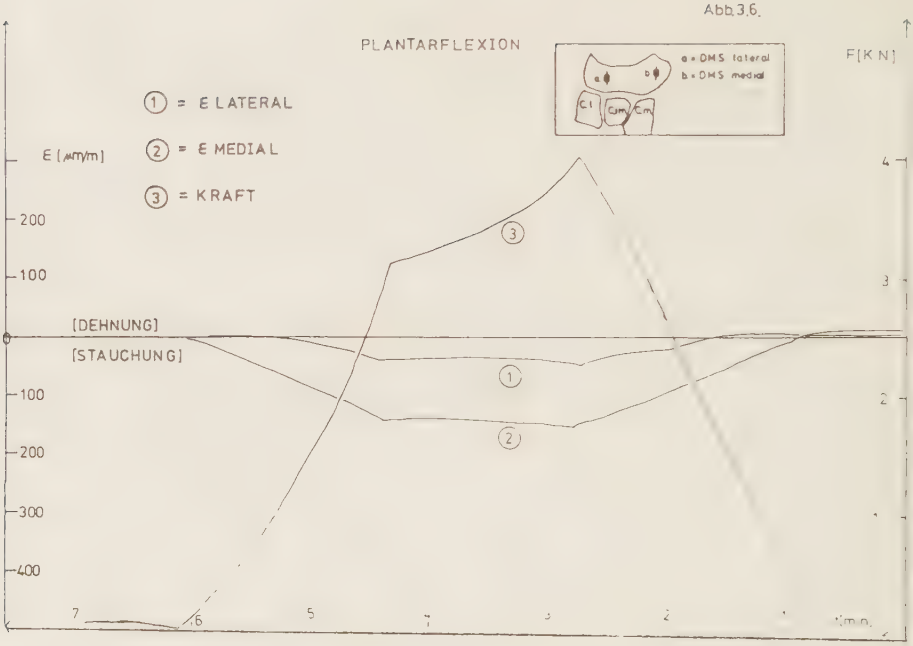
Abb3.5



NORMALSTELLUNG		
a	ε[um/m]	ε[um/m]
b	medial	lateral
c	Stauchung	Stauchung
1.	270	120
2.	100	50
3.	320	140
4.	90	40
5.	120	50

a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung

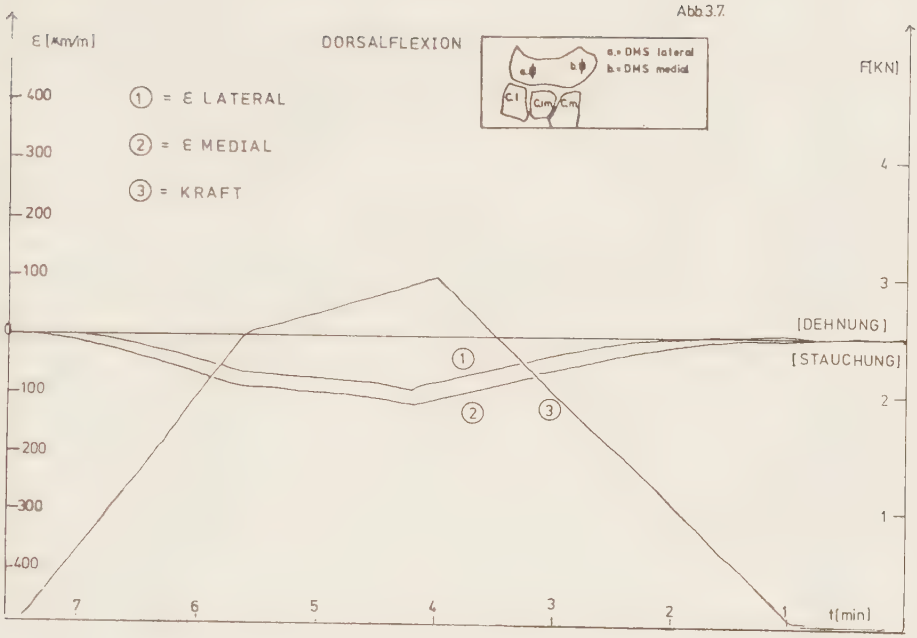
Abb.3.6.



PLANTARFLEXION		
a	ε[um/m]	ε[um/m]
b	medial	lateral
c	Stauchung	Stauchung
1.	120	30
2.	90	40
3.	160	40
4.	70	30
5.	60	30

a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung

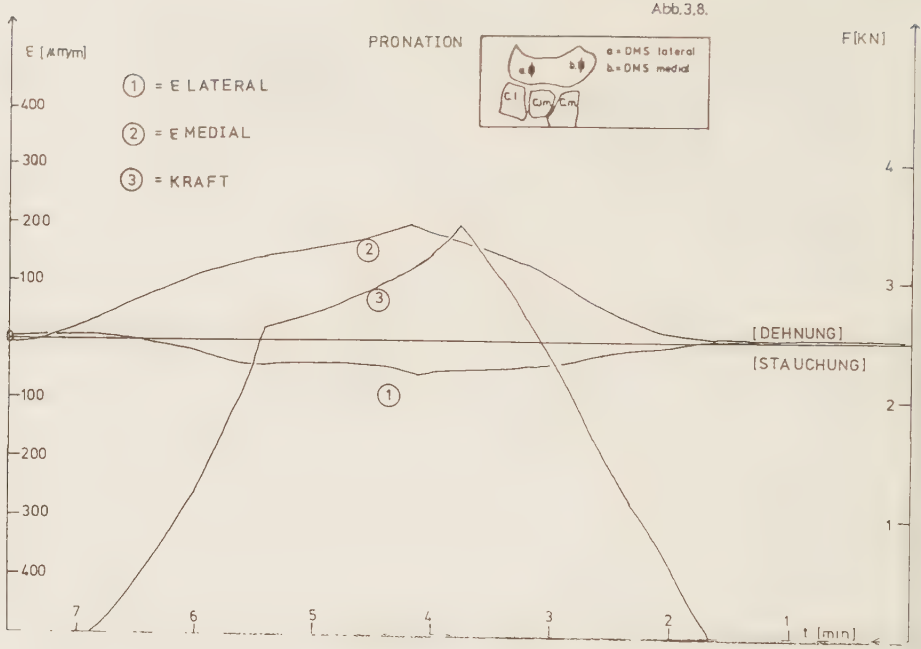
Abb.3.7.



DORSALFLEXION		
a	ε[um/m]	ε[um/m]
b	medial	lateral
c	Stauchung	Stauchung
1.	120	70
2.	100	50
3.	120	60
4.	70	20
5.	110	60

a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung

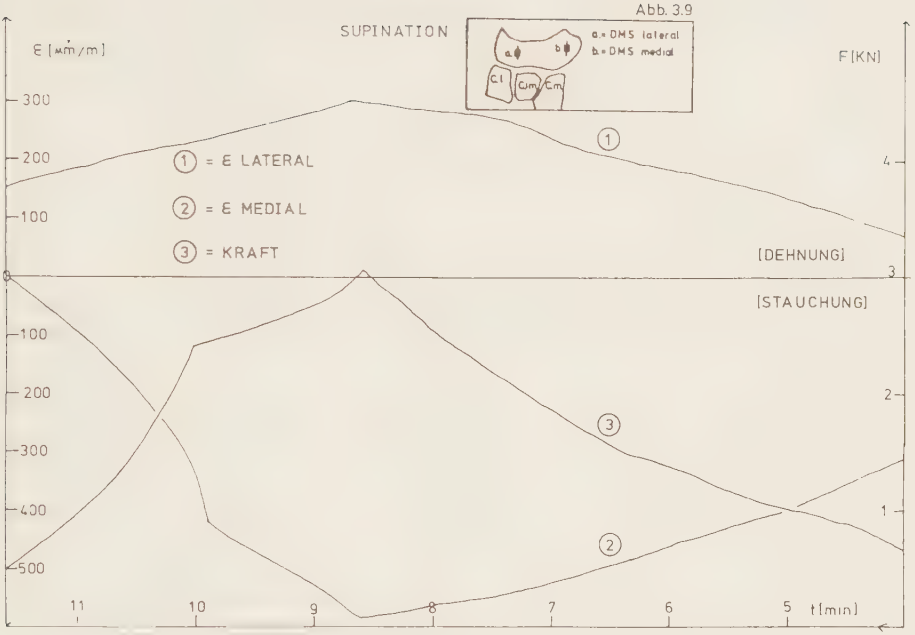
Abb.3.8.



PRONATION		
a	ε[um/m]	ε[um/m]
b	medial	lateral
c	Dehnung	Stauchung
1.	370	180
2.	300	150
3.	200	60
4.	180	50
5.	340	130

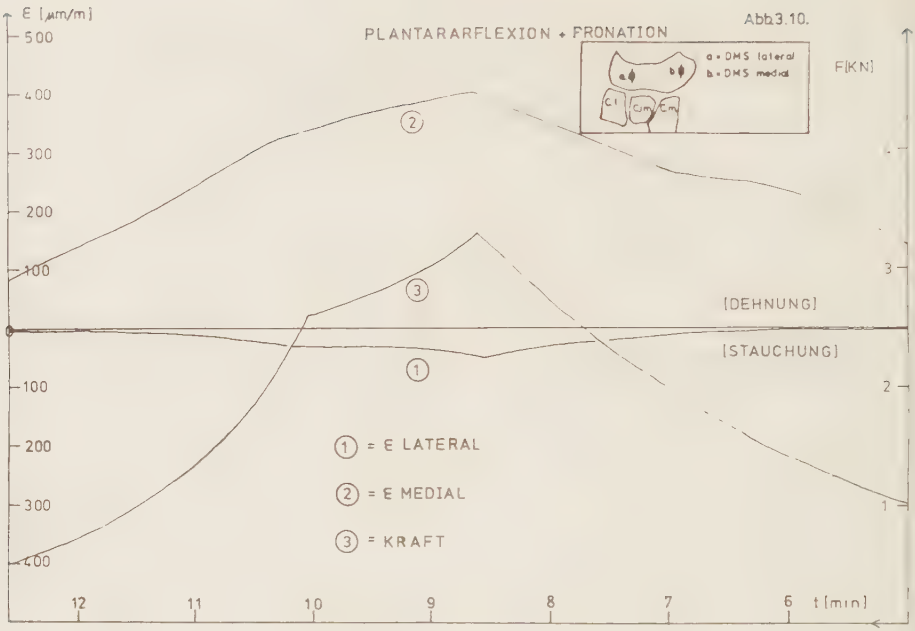
a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung

Abb. 3.9



SUPINATION		
a	ε[um/m]	ε[um/m]
b	medial	lateral
c	Stauchung	Dehnung
1.	240	130
2.	180	90
3.	580	300
4.	120	40
5.	360	130

a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung



PLANTARFLEX. u. PRONATION		
a	ε [um/m]	ε [um/m]
b	medial	lateral
c	Dehnung	Stauchung
1.	380	90
2.	360	90
3.	400	40
4.	270	40
5.	370	80

a = Längenänderung
b = Meßort am Naviculare
c = Dehnung / Stauchung

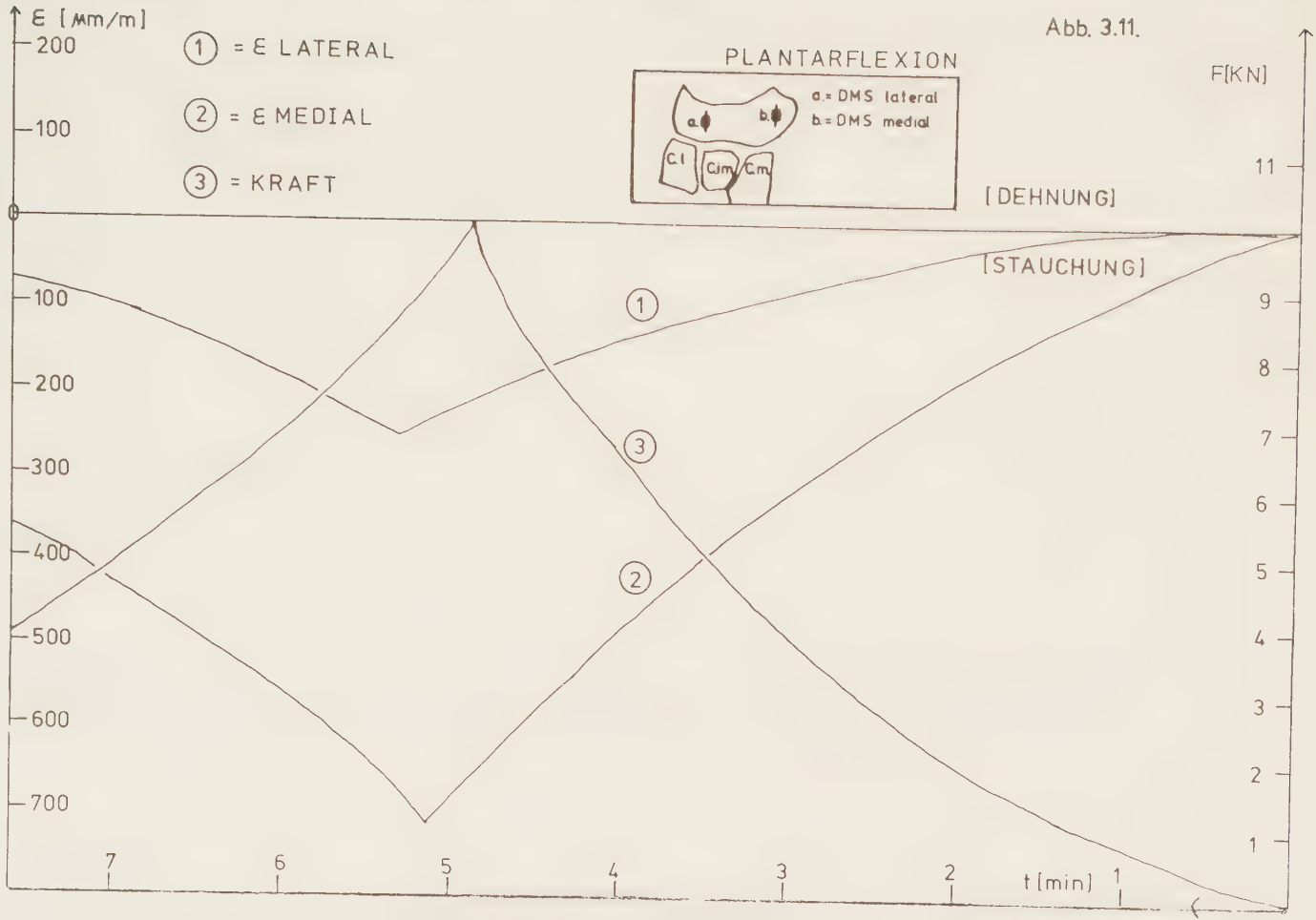
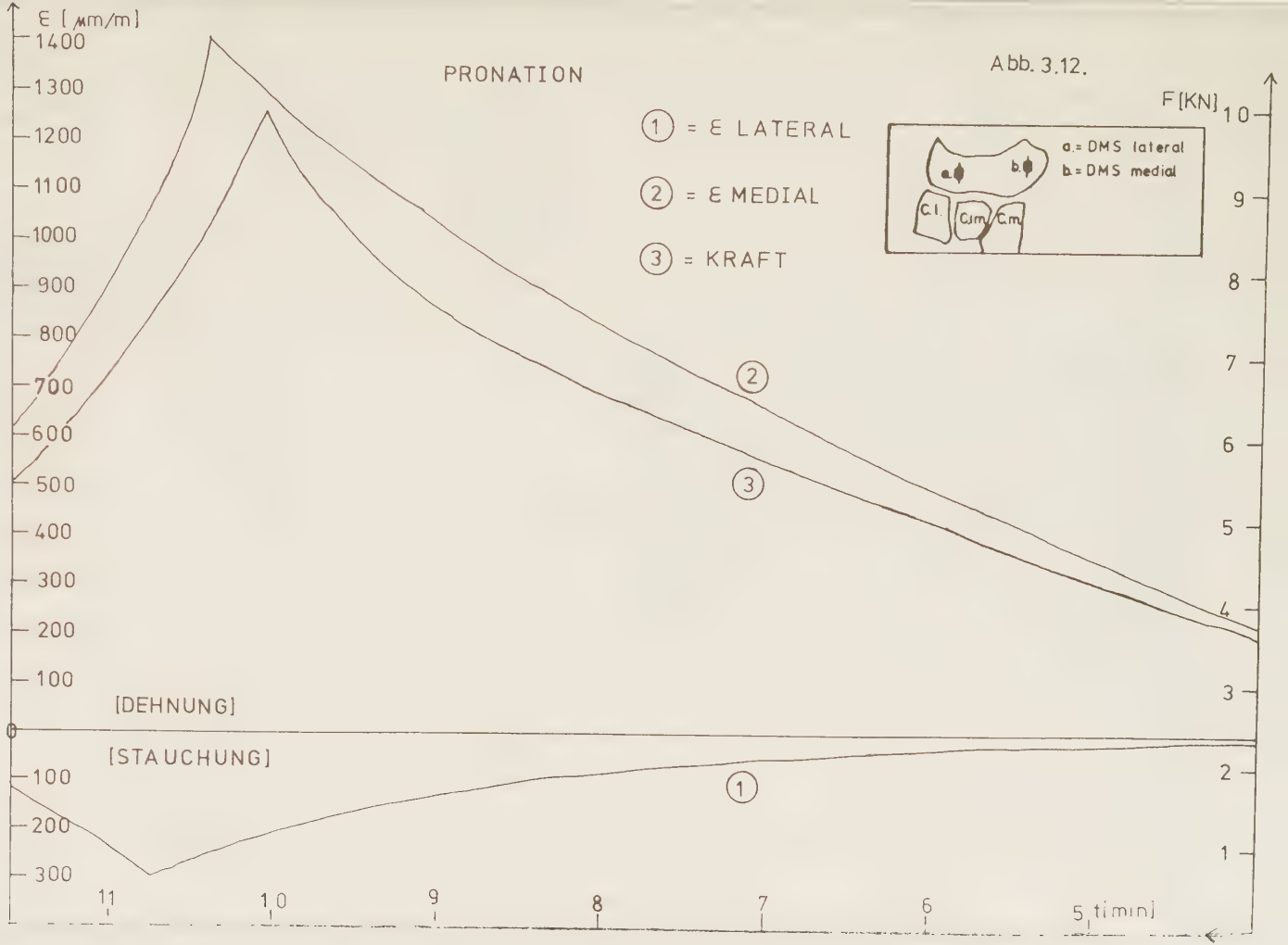
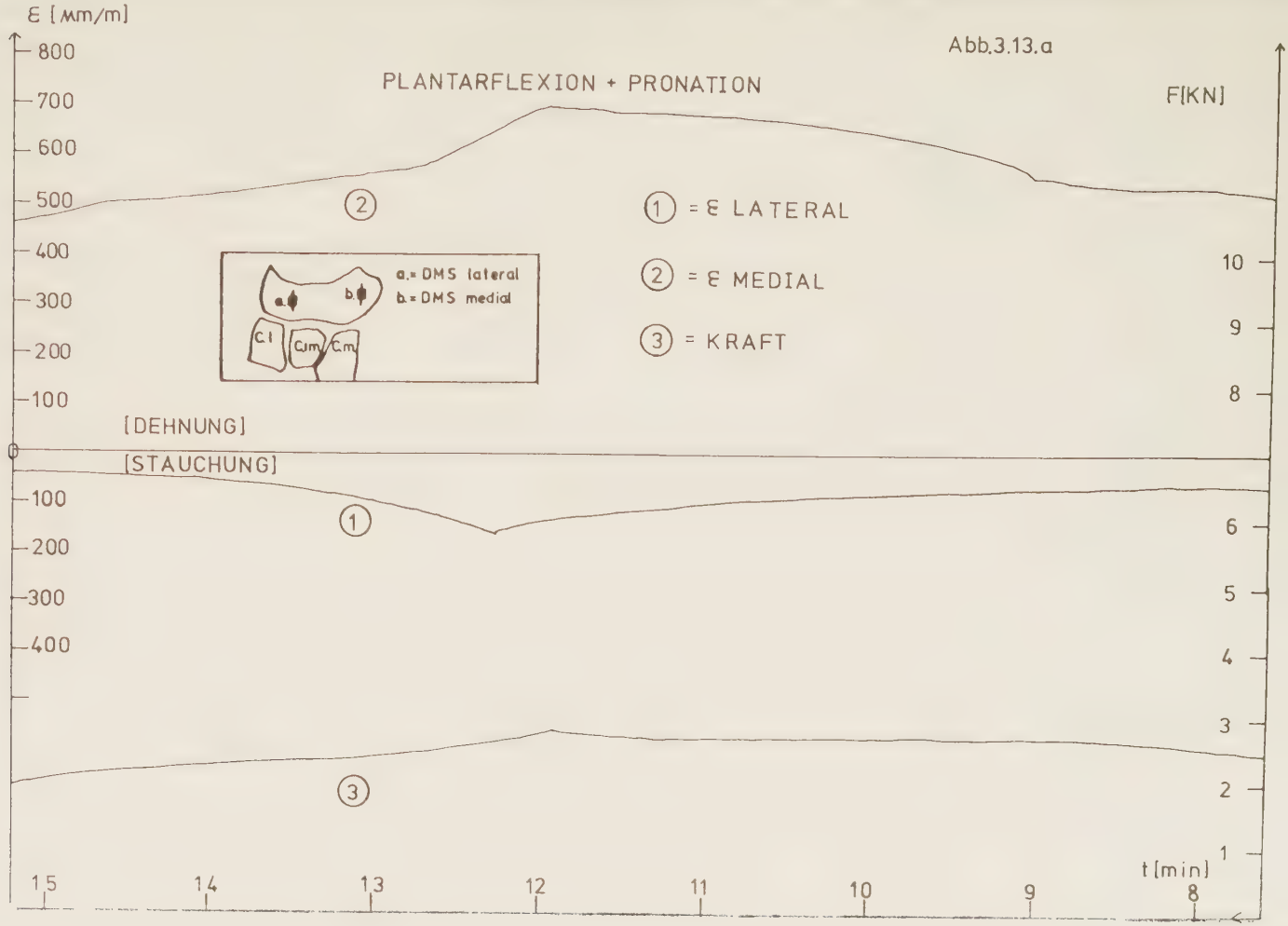
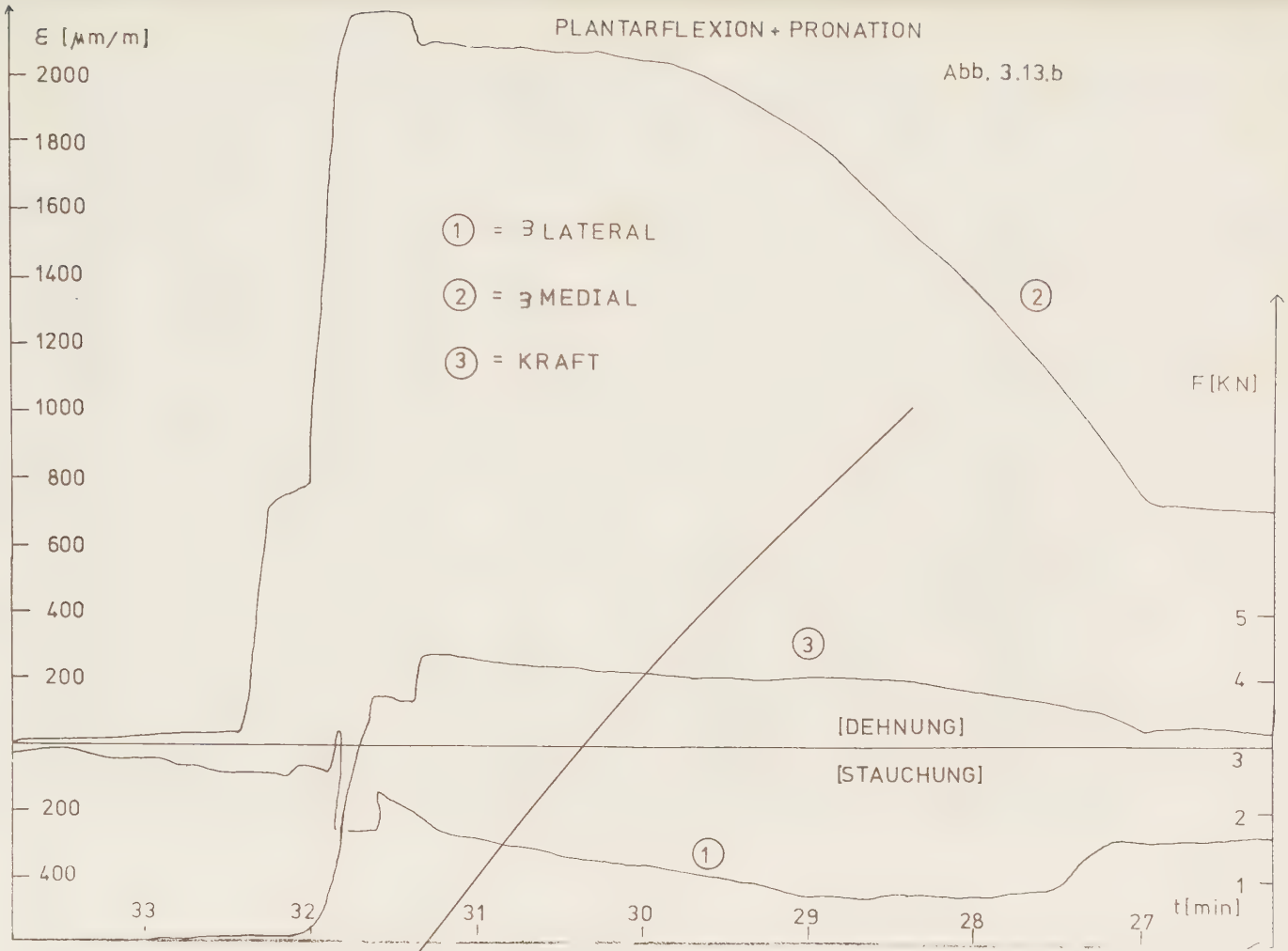

ε [mm/m]
200
100
0
100
200
300
400
500
600
700
① = ε LATERAL
② = ε MEDIAL
③ = KRAFT
PLANTARFLEXION
a.= DMS lateral
b.= DMS medial
a.
b.
C.l
C.im
C.m
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
F[KN]
11
9
8
7
6
5
4
3
2
1
7
6
5
4
3
2
t [min]
1

Abb. 3.11.


ε [µm/m]
1400
1300
1200
1100
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
100
200
300
PRONATION
Abb. 3.12.
① = ε LATERAL
② = ε MEDIAL
③ = KRAFT
a.= DMS lateral
b.= DMS medial
a
b
C.l.
C.m
C.m
F [KN]
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
11
10
9
8
7
6
5 t[min]


ε [Mm/m]
Abb.3.13.a
PLANTARFLEXION + PRONATION
F[KN]
800
700
600
500
400
300
200
100
10
9
8
6
5
4
3
2
1
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
① = ε LATERAL
② = ε MEDIAL
③ = KRAFT
a.= DMS lateral
b.= DMS medial
C.l
C.m
C.m
t [min]
15
14
13
12
11
10
9
8


PLANTARFLEXION + PRONATION
Abb. 3.13.b
ε [µm/m]
2000
1800
1600
1400
1200
1000
800
600
400
200
200
400
① = 3 LATERAL
② = 3 MEDIAL
③ = KRAFT
F [KN]
5
4
3
2
1
[DEHNUNG]
[STAUCHUNG]
33
32
31
30
29
28
27
t [min]

Besprechung der Ergebnisse

In den Abbildungen III.3.1. bis III.3.4. sind die Ergebnisse ***orientierender Voruntersuchungen*** *dargestellt. Hier wurde nicht der eingebettete Fuß, sondern der Unterschenkel in die für die zu untersuchende Fußstellung typische Position gebracht. Natürlich haben wir hier keine echten Bewegungen im unteren Sprunggelenk vollzogen, vielmehr wurde die resultierende Längenänderung am Naviculare durch den Zug des Bandapparates bestimmt.*

Abb. III.3.1. zeigt eine ***"Dorsalflexion"*** *(Bewegung des Unterschenkels nach vorne). Es resultieren sowohl* ***medial*** *(7µm/m) als auch* ***lateral*** *(1µm/m)* ***Stauchungen.***
Diese Stauchungen führen wir zurück auf das Aneinanderrücken von Talus und Naviculare, was sich als Druck an der dorsalen Navicularoberfläche äußert.

Abb. III.3.2. beschreibt eine ***"Plantarflexion"*** *(der Unterschenkel wurde nach hinten bewegt). Am Naviculare erhalten wir* ***Dehnungen.*** *Dabei entfallen auf den* ***medialen*** *Aspekt 48µm/m und auf den* ***lateralen*** *Aspekt 13µm/m.*
Die ***Dehnung*** *bei der* ***Plantarflexion*** *dürfte durch die, entsprechend der Rückwärtsbewegung des Unterschenkels, talonavicularen Bandverbindungen bedingt sein, die entsprechenden Zug ausüben. - Die stärkere* ***mediale*** *Beanspruchung wird unserer Ansicht nach durch den Zug der Pars tibionavicularis des Seitenbandes verursacht.*

Abb. III.3.3. zeigt eine ***"Pronation"****, das heißt, wir haben den Unterschenkel nach einwärts gedreht.* ***Medial*** *erhalten wir eine* ***Dehnung*** *(4µm/m), während es* ***lateral*** *zu einer* ***Stauchung*** *(2µm/m) kommt.*
Die ***mediale Dehnung*** *führen wir auf eine durch die* ***Pronation*** *bedingte Spannung des* ***Lig. deltoideum (Pars tibionavicularis)*** *zurück, während wir die* ***laterale Stauchung*** *auf eine vom Talus ausgehende Kompression zurückführen, da der Talus in Pronation die laterale Seite stärker belastet.*

Die für die Pronation aufgestellte Behauptung wird durch die in Abb. IV.3.4. dargestellte **"Supination"** (Auswärtsdrehen des Unterschenkels) noch untermauert. Wir finden hier die umgekehrten Verhältnisse. **Medial** erhalten wir eine **Stauchung** von 2µm/m, **lateral** eine **Dehnung** von 4µm/m, praktisch die Umkehrung des o.a. Mechanismusses.

Insgesamt auffällig an den Ergebnissen der Vorversuche war es, daß wir bei der **Plantarflexion** und der **Dorsalflexion,** also echten Bewegungen des oberen Sprunggelenkes, für **Plantarflexion** insgesamt eine **Dehnung** und für **Dorsalflexion** insgesamt eine **Stauchung** erzielt haben. Für die Seitwärtsneigungen **(Pronation und Supination)** erhalten wir dagegen für beide Aspekte **gegensinnige Längenänderungen.** Unserer Meinung nach ist dies als Ausdruck der Spannung der einzelnen Bänder aufzufassen.

Die in Tabelle III.3.2. wiedergegebenen Daten sind Ausdruck echter Bewegungen in den Sprunggelenken. Wir haben bei diesen Versuchen den Fuß um den fest fixierten Unterschenkel bewegt. Qualitativ gleichen sich die Ergebnisse mit dem in den Abbildungen III.3.1. - III.3.4. festgestellten.

Zusätzlich haben wir eine kombinierte Bewegung in beiden Gelenken durchgeführt, die **Plantarflexion bei gleichzeitiger Pronation.** Es kam hierbei **medial** zur **Dehnung** und **lateral** zur **Stauchung.**

Sowohl die Ergebnisse der in den Abbildungen III.3.1. bis III.3.4. beschriebenen Vorversuche als auch die in Tabelle III.3.2. angegebenen Werte zu den Untersuchungen ohne Kompressionsbelastung geben, durch die spezielle Durchführung der Versuche bedingt, **das Bandverhalten des Fußes** wieder. Da wir die Längenänderung des Os naviculare pedis an genau definierten Stellen (**medial** = Grenzlinie zwischen Segment C und D; **lateral** = Grenzlinie zwischen Segment A und Segment B - siehe MAIN/JOWETT -) gemessen haben, werden anhand der Dehnungsmeßstreifen die Auswirkungen, **durch die Belastungen des Bandapparates** bedingt, am Naviculare aufgezeichnet.

Eine ausführliche Beschreibung des Verhaltens der Bänder bei "pathologischen" Bewegungen im Sprunggelenk hat HÖNIGSCHMIED (1877) gegeben. In Tabelle III.3.3. ist das ***"Verhalten des Bandapparates"*** *bei den einzelnen Fußstellungen wiedergegeben. Wir haben die qualitativen Ergebnisse unserer Messungen am Naviculare gegenübergestellt.*

Tabelle III.3.3.

	Gespannte Bänder	*Belastung am Os naviculare pedis*	
		medial	*lateral*
Plantarflexion	*Lig. talofib. ant.*	*Dehnung*	*Dehnung*
	Lig. tibionavicul.		
Dorsalflexion	*Lig. talofib. post.*	*Stauchung*	*Stauchung*
	Lig. calcaneofib.		
Supination	*Mall. ext.*	*Stauchung*	*Dehnung*
Pronation	*Mall. int.*	*Dehnung*	*Stauchung*

Es ist sehr deutlich zu erkennen, ***daß die am Naviculare gemessene Längenänderung auf das Verhalten des Bandapparates zurückgeht.*** *Leider berichtet HÖNIGSCHMIED hauptsächlich über das Verhalten am oberen Sprunggelenk, so daß die Bandverbindungen zwischen Talus und Naviculare einerseits, sowie zwischen Naviculare und den Ossa Cuneiforme andererseits nicht zur Dikussion kommen.*

EICHENHOLTZ und LEVINE berichten, daß sowohl das ***Lig. deltoideum*** *(Pars tibionavicularis) als auch die* ***dorsale talonaviculare Bandverbindungen*** *eine Rolle in der Pathogenese der Naviculafraktur spielen. Sie geben bei* ***Plantarflexion*** *eine Spannung der o.a. Bandverbindungen an.*

LEHMAN und ESKELES haben beschrieben, daß die ***talonaviculare*** *Bandverbindung* ***dreimal*** *so stark sei, wie die* ***dorsalen cuneonavicularen Bänder.***

Bei den Versuchen von HÖNIGSCHMIED sei noch auf das Verhalten der Sprunggelenke bei gewaltsamen Fußbewegungen hingewiesen: "Bei massiver ***Plantarhyperflexion*** *kam es in 14 Fällen zuerst zu Abrissen des* ***Lig. deltoideum,*** *etwas später war dann das* ***Lig. talofibulare anterior*** *gerissen und bei weiterer Bewegung kam es zu Zerreißungen des* ***Lig. calcaneofibulare*** *und des* ***Lig. talofibulare posterior.***"
Interessant ist, daß "... bloß in einzelnen Fällen die ***dorsalen Bänder des Chopartschen Gelenkes*** *eingerissen waren" (HÖNIGSCHMIED).*
Bei der ***Dorsalhyperflexion*** *kam es in 21 Versuchen lediglich zweimal zu Abrissen des* ***Lig. deltoideum.*** *Berücksichtigen muß man hierbei, daß HÖNIGSCHMIED dazu die* ***Achillessehne*** *durchschneiden mußte, da er sonst keine gewaltsame* ***Dorsalflexion*** *durchführen konnte.*
In drei von 18 Versuchen zur ***Supination*** *fand er eine nach außen klaffende* ***Articulatio talo-calcaneo-navicularis;*** *diese Verletzung waren bedingt durch den Abriß des* ***Lig. calcaneofibulare*** *von seiner Insertion.*

Bei den Untersuchungen zur **Pronation** bei vorne fixiertem Fuß kam es in einem Versuch zunächst zu einem Abriß der vordersten Fasern des innneren Seitenbandes am inneren Knöchel. Bei weiterer Pronation rissen die **dorsalen Bänder** zwischen **Os naviculare** und den drei **Keilbeinen**. In einem anderen Versuch war einerseits die Gelenkverbindungen zwischen **Os naviculare pedis** und den drei **Keilbeinen**, andererseits die Verbindung zwischen **Calcaneus** und **Os cuboideum** getrennt, ohne daß Verletzungen am oberen Sprunggelenk auftraten. In fünf weiteren Fällen kam es zu einer solchen Trennung der Bandverbindung zwischen **Talus** und **Calcaneus** einerseits und **Naviculare** andererseits, daß die **Articulatio talo-calcaneo-navicularis** stark nach innen klaffte.

Bei den Untersuchungen zur **Inversion** (Supination + Adduktion) kam es in 9 Fällen zur Trennung der Bänder im **Chopart'schen** Gelenk zwischen **Calcaneus** und **Os cuboideum** und zwischen **Talus** und **Calcaneus**. In 6 weiteren Versuchen waren sowohl die Bänder des **Chopart'schen** Gelenkes als auch das Lig. **talofibulare anterior** gerissen.

Lediglich vereinzelte Abrisse des **Lig. deltoideum** fand HÖNIGSCHMIED bei massiver **Eversionsbewegung**.

Zusammenfassend lassen sich die gemessenen Resultate unserer Vorversuche durchaus mit dem Bandverhalten der Sprunggelenke bei den einzelnen Fußstellungen erklären. Auf die Rolle, die dieses Verhalten bei Frakturen spielt, wird in Teil D ausführlich eingegangen.

Bei der **quantitativen Analyse** ergeben sich wesentlich stärkere Ausschläge als bei den Vorversuchen. Diese Ergebnisse führen wir auf unser Modell zurück, durch das wir die einzelnen Fußpositionen genauer und auch ausgeprägter einstellen konnten als in unseren Vorversuchen.

Wichtig erscheint uns, daß wir auf der **medialen** Seite wesentlich größere Längenänderungen erhielten als auf der **lateralen.** Diese Ergebnisse stehen im Gegensatz zu den von BREIMANN gefundenen Werte bei den Einzelversuchen.

Auffällig ist das Verhalten des Naviculare bei **Plantarflexion + Pronation:** Die **mediale Dehnung** ist größer gegenüber dem Betrag, welcher in den Einzelbewegungen (**Pronation; Plantarflexion**) erzielt wurde; dagegen scheint die **laterale Stauchung** ein Subtraktionswert zwischen **Plantarflexion (Dehnung)** und **Pronation (Stauchung)** zu sein.

Wenn man die einzelnen Fußpositionen **nach dem Betrag der größten Längenänderung** ordnet, erscheint uns folgende Reihenfolge geboten:

Supination
Plantarflexion + Pronation
Pronation
Plantarflexion
Dorsalflexion

In Abb. III.3.5. ist die Belastung des Fußes in ***"Normalstellung"*** *(Fuß zu Unterschenkel im Winkel von 90°) dargestellt. Der Fuß ist in dieser Stellung bis 2,5 KN belastet worden, um sicher im elastischen Bereich zu bleiben, d.h., daß hier noch keine Schädigung des Knochens durch plastische Verformung zu erwarten ist, wie die Versuche von BREIMANN gezeigt haben.*
Es ist deutlich, daß die ***Kraft*** *relativ langsam ansteigt und gleichmäßig symetrisch wieder abfällt.*
Die durch die DMS aufgezeichnete ***Längenänderung*** *verhält sich proportional zur Kraft. Die beiden Aspekt des Naviculares zeigen eine* ***Stauchung****, wobei der* ***mediale*** *Anteil stärker gestaucht wird als der* ***laterale.***
Ob die stärkere ***Stauchung des medialen Aspektes*** *in "vivo" ebenfalls gegeben ist, erscheint fraglich, denn die Stauchung des medialen Aspektes bewirkt eine Verlängerung der* ***Ansatzsehne des Muskulus tibialis posterior****, welcher auf diesen Reiz hin durch Kontraktion den stärker belasteten Teil wieder ausgleichen kann.*

In Abb. III.3.6. beschreibt die Belastung des Fußes bei ***Plantarflexion****, wobei der maximal einstellbare Winkel ca. 60° betrug. Im Vergleich zur Normalstellung zeigt sich hier, daß die* ***Kraftkurve*** *bedeutend steiler verläuft, als in der Normalstellung. Sie erreicht einen Betrag von 4 KN.*
Auch hier konnten wir das Phänomen der ***Relaxation des Naviculares beobachten****, wie schon in Teil B beschrieben wurde. Die Relaxation des Knochens unter konstanter Belastung ist, wie bereits gesagt, abhängig von der Größe der Kraft und von deren Anstiegssteilheit. Nach der Entlastung ist deutlich ein Spannungsanstieg als Zeichen der Erholung zu erkennen (nach ca. 6 min.). Auch hier dürfen wir erwarten, daß eine kontinuierliche einwirkende Kraft dem Knochen weitaus besser bekommt, als eine rhythmische Krafteinwirkung.*
Das ***Längenänderungsverhalten*** *des Knochens zeigt, daß hier eine stärkere* ***Stauchung des medialen Aspektes*** *gegeben ist, während der* ***laterale Anteil*** *weitaus weniger als die Hälfte belastet wird.*

Daß bei der **Plantarflexion** unter Belastung eine **Stauchung** auftritt, ist erklärlich: schließlich überwiegt der durch den Talus ausgeübte Druck bei weitem die Belastung, welche auf die Bänder zurückzuführen ist.

Wenn man die Beträge der Längenänderung bei **Normalstellung** und bei **Plantarflexion** miteinander vergleicht, so ist die Längenänderung bei **Plantarflexion** geringer. Zu erwägen ist die Frage, in welchem Maße die Bänder (**Lig. talofibulare ant.; pars tibionavicularis des Lig. deltoideum** - HÖNIGSCHMIED -) der **Art. talonavicularis** (LEHMANN und ESKELES) einen guten Teil der Kraft absorbieren. Daß dennoch der **mediale** Anteil des Naviculare einer stärkeren **Stauchung** unterliegt als der **laterale**, führen wir den "in vitro" fehlenden Zug des **Musculus tibialis posterior** zurück. Weiterhin müssen wir daran erinnern, daß bei einem Winkel von 180°, wie er z.B. im Halbzehenstand der Tänzerinnen vorkommt, weitaus größere Belastungen auftreten können, da ja dann die gesamte Kraft auf das Naviculare übertragen wird.

Abb. III.3.7. zeigt die Belastung des Fußes bei **Dorsalflexion**. Hier imponiert ein ziemlich langsamer Anstieg der **Kraft** bis auf ca. 3 KN. Wichtig erscheint uns, daß der Kraftabfall während der **Relaxation** bedeutend geringer ist als bei der Plantarflexion. Die **DMS** zeigen das Auftreten von **Stauchung**. Dabei wird der **mediale** Teil des Naviculare stärker gestaucht als der **laterale**.

Insgesamt finden wir hier die **geringste Stauchung**. Dieses ist auch sehr gut verständlich, da ja bei der **Dorsalflexion** die meiste Kraft direkt in die Ferse geht. Außerdem muß der Zug des Bandapparates noch überwunden werden. Weiterhin dürfte beim Lebenden ein Großteil der Kraft in das subcalcaneale Fettpolster und in den anderen Weichteilen absorbiert werden.

Die **Dorsalflexion** dürfte hinsichtlich der Navicularfraktur nur dann interessant sein, wenn der Fuß an der Ferse festgestellt ist und die Kraft über die Zehen auf das Naviculare wirkt.

In Abbildung III.3.8. ist die Belastung des Fußes bei **Pronation**

(Fuß zu Unterschenkel im Winkel von 10°) beschrieben. Bei der ***Pronation*** *findet im Gegensatz zu den vorher beschriebenen Fußstellungen diesmal eine echte Bewegung im unteren Sprunggelenk statt.*

Der ***Kraftanstieg*** *ist steil; die* ***Relaxation*** *entsprechend groß. Umgekehrt ist die vom Knochen zu leistende Arbeit recht klein.*

Die Dehnungsmeßstreifen zeigen am ***medialen*** *Anteil eine* ***Dehnung****, während der* ***laterale*** *Teil* ***gestaucht*** *wird. Dabei ist die mediale Längung größer als die laterale Stauchung.*

Es erscheint auf den ersten Blick seltsam, daß gerade bei der Hebung des lateralen Fußrandes der mediale Anteil gedehnt werden soll. Führen wir uns aber vor Augen, daß der mediale Anteil aus der Belastungsachse nach innen (medial) rutscht, und der laterale Anteil gerade in diese Belastungsachse gelangt, so dürfte es verständlich sein, daß in dieser Stellung der laterale Anteil einer Kompression ausgesetzt ist.

Durch die laterale Kürzung wird der mediale Anteil gedehnt. Außerdem ist dabei noch das Bandverhalten zu berücksichtigen: Durch die Hebung des lateralen Fußrandes verkürzen sich die lateralen Bandanteile. Da hat zur Folge, daß zum einen keine homogene Krafteinleitung durch den Talus erfolgt, zum anderen kommt es durch die laterale Kürzung zu Querspannungen, welche durch das Bandverhalten (medialer Zug) verständlich werden. Die Summe dieser Gegebenheiten führen am medialen DMS zu einer Dehnung.

Abb.: III.3.9. zeigt die Belastung des Fußes bei **Supination** (Fuß zu Unterschenkel im Winkel von ca. 8°). In dieser Fußstellung verhält sich der Knochen gegenteilig zur Pronation. Der **Kraftanstieg** ist bedeutend langsamer. - Dies ist zum Teil darauf zurückzuführen, daß ein erheblicher Teil der Kraft zunächst in die Weichteile geht. - Andererseits spricht die starke Längenänderung des Knochens für eine erhebliche Belastung.

Der Kraftabfall während der Relaxation entspricht der geringen Anstiegssteilheit der Kraft.

Die DMS zeigen **medial** eine **Stauchung** und **lateral** eine **Dehnung**. Das ist verständlich, da ja, entsprechend umgekehrt zur Pronation, nun der mediale Anteil des Naviculares in die Belastungsachse rutscht, während der laterale Anteil des Naviculares als Gegenregulativ gedehnt wird.

Bei der **Supination** ist es auch zu den **größten Längenänderungen** gekommen. Auffällig ist noch, daß die Beträge zwischen Dehnung und Stauchung weniger stark differieren als bei den anderen Versuchen.

In Abb.: III.3.10. ist das Verhalten des Knochens für eine kombinierte Bewegung in beiden Gelenken wiedergegeben: Bei gleichzeitiger **Pronation** haben wir den Fuß **plantarflektiert**. Der **Kraftanstieg** erfolgt weniger steil als bei alleiniger Plantarflektion oder Pronation, ist aber der drittsteilste überhaupt. Die **Relaxation** bewegt sich in dem entsprechenden Rahmen.
Am Naviculare zeigt sich eine Dehnung von 400 µm/m **medial** und **lateral** eine **Stauchung** von 50 µm/m.

Qualitativ ergeben sich die gleichen Resultate, wie wir sie auch ohne Belastung erzielt haben. Quantitativ übertrifft die **mediale Dehnung** die der Einzeldehnung von **Plantarflexion** und **Pronation**, während die **laterale Stauchung** eine solche Schlußfolgerung nicht

zuläßt. Schließlich haben wir bei der **Plantarflexion lateral** einen Wert von 40 µm/m, bei der **Pronation** einen Wert von 60 µm/m gefunden.
Offenbar scheint die laterale Belastung in allen drei Versuchen gleich zu sein.

Abb. III.3.11. zeigt die Belastung des Naviculare in **Plantarflexionsstellung** unter einer externen Kraft von 10 KN und 1 mm/min Eindringgeschwindigkeit.
Erwartungsgemäß steigt die **Kraftkurve** rasch an.
Beide Dehnungsmeßstreifen geben eine Stauchung an, wobei der **mediale** eine Längenänderung von 720 µm/m, der **laterale** eine Längenänderung von 250 µm/m erfährt.
Auf eine Untersuchung zur **Relaxation** haben wir in diesem Fall verzichtet. Auffällig ist der weniger steile Abfall der Kraft nach erfolgter Entlastung.
Weder DMS noch die Kraftkurve zeigen einen Anhalt für eine entstandene Fraktur.

In Abbildung III.3.12. wird die Verhaltensweise des Naviculare bei **Pronation** beschrieben. Wie im vorherigen Versuch wurde auch hier bis zu 10 KN bei 1 mm/min Eindringgeschwindigkeit belastet.
Im Gegensatz zur Plantarflexion ist der **Kraftanstieg** erheblich langsamer, der Abfall der Kraftkurve nach erfolgter Entlastung wesentlich steiler.
Der **mediale DMS** zeigt einen steilen Anstieg der **Dehnung** bis auf 1.400 µm/m, hingegen ist die an der **lateralen Seite** erfolgte **Stauchung** mit 300 µm/m betragsmäßig geringer.
Auch hier ist aus dem Verhalten der aufgezeichneten Parameter keine Fraktur zu erkennen.

Auf eine Aufzeichnung der Verhaltensweise des Naviculare bei **Supination** müssen wir leider verzichten, da uns der Fuß regelmäßig bei einer Belastung von ca. 4 KN aus der Einbettmasse rutschte. Da wir nicht wissen, welche Einflüsse dieses Verrutschen auf unsere

Meßergebnisse in dem Bereich zwischen 2,5 und 4,0 KN hat, haben wir uns mit der in Abb. III.3.9. aufgezeichneten Kurve für die Supination begnügt. Nach dem durchgeführten Versuch haben wir uns sorgfältig davon überzeugt, daß die o.a. Veränderungen nicht stattgefunden hatten.

Zum Abschluß unserer Versuchsserie belasteten wir den Fuß in **Plantarflexion und Pronation** unter einer externen Krafteinwirkung von 25 KN bei einer Eindringgeschwindigkeit von 1 mm/min. Das Ergebnis ist in den Abbildungen III.3.13.a und III.3.13.b wiedergegeben.
Im Gegensatz zu unseren anderen Versuchen stieg die **Kraft** hier extrem langsam an. Nach 12 min erreicht die Kraftkurve ein erstes Maximum bei ca. 3,1 KN, in der 12. Minute sackt die Kraft auf 2,5 KN ab und bleibt bis zur 27. Minute annähernd konstant. Um eine höhere Belastung zu erreichen, haben wir dann die Eindringgeschwindigkeit der Belastung auf 2 mm/min erhöht; es resultiert ein Kraftanstieg auf 4,25 KN, doch fiel die Kraftkurve dann in weniger als einer Minute in 2 Stufen auf 0,2 KN ab.
Das Verhalten der DMS zeigt ein ähnliches Verhalten: beim ersten Maximum wird der **mediale DMS** um 700 µm/m gedehnt. Der **laterale DMS** zeigt eine **Stauchung** von 150 µm/m.
Das Absacken der Kraft in der 12. Minute äußert sich beim **medialen DMS** in einem Rückgang der Dehnung auf 440 µm/m, beim **lateralen DMS** geht die Stauchung auf 100 µm/m zurück.
Beim erneuten Belastungsanstieg, nach Erhöhung der Eindringgeschwindigkeit, steigt die **mediale Dehnung** auf 2.200 µm/m an, die **laterale Stauchung** auf 450 µm/m.
Beim Absinken der Kraft kehren beide DMS auf den Nullpunkt zurück.

Um die einzelnen Belastungen miteinander vergleichbar zu machen, haben wir für Bein Nr. 3 die **Längenänderung unter einer Krafteinwirkung von 2 KN in allen Fußstellungen wiedergegeben:**

	medial (µm/m)	lateral (µm/m)
Normalstellung	260	130
Plantarflexion	80	10
Dorsalflexion	80	60
Pronation	90	40
Supination	510	260
Plantarflexion + Pronation	270	15

- Aber nicht nur die **maximale Längenänderung** in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft, sondern auch die **Anstiegsteilheit der Kraft** ist ein **entscheidendes Kriterium** für die Belastung in den einzelnen Fußstellungen.
Je steiler die Kraft ansteigt, um so unmittelbarer wird der Knochen belastet; umgekehrt spricht ein langsamer Anstieg der Kraft für eine Absorbtion derselben, speziell in den Weichteilen und im Bandapparat.

Die veröffentlichten Kurven zeigen, daß die **Kraftzufuhr** am unmittelbarsten bei der **Plantarflexion**, der **Pronation** und der **Plantarflexion** und **Pronation** erfolgt.

Da wir bei unseren statischen Versuchen keine Frakturen erzeugen konnten, spricht vieles dafür, daß eine **Fraktur des Os naviculare pedis** im wesentlichen von **drei Dingen** abhängt:
1. von der **Belastungsgeschwindigkeit**
2. dem **Bandverhalten**
3. von der durch die **Fußstellung vorgegebenen Kraftübertragung.**

Die Diskussion der Bruchmechanismen erfolgt in Teil D.

Zusammenfassung zu Teil C

Wir haben für unsere Versuche ***fünf frisch amputierte*** *Beine verwendet, um die am Os naviculare pedis auftretenden* ***Belastungen bei verschiedenen Fußstellungen*** *zu messen.*
Nachdem die Beine im Kniegelenk exartikuliert und entsprechend präpariert wurden, haben wir sie in einem eigens für unsere Versuche ***entwickelten Modell*** *getestet. Dieses Modell gestattet uns, das betreffende Bein im Bereich der Tuberositas tibiae zu fixieren und mittels eines Kugeltisches jeweils reproduzierbare Fußpositionen einzustellen.*
Zur Messung der Abhängigkeit von der Kraft auftretenden Längenänderung verwendeten wir ***Foliendehnungsmeßstreifen,*** *welche wir an* ***definierten Meßorten*** *applizierten.*

Ein kurzer Überblick über die DMS-Meßtechnik wurde gegeben.

Für unsere Versuche wählten wir ***folgende Fußstellungen*** *aus:* ***Plantarflexion, Dorsalflexion, Pronation, Supination, Plantarflexion + Pronation.***
Bei den ***orientierenden Vorversuchen*** *wurde, im Gegensatz zu den späteren Versuchen, der Unterschenkel bei fixiertem Fuß bewegt. Die durch den* ***Bandapparat*** *bedingten Längenänderungen haben wir in Kurvenform wiedergegeben. Im Zusammenhang mit diesen Versuchen wurden die von HÖNIGSCHMIED ermittelten Ergebnisse bei gewaltsamen Fußbewegungen diskutiert und, soweit sie das Naviculare betreffen, bestätigt.*

Vor jedem ***Belastungsversuch*** *wurden mehrmals die einzelnen Fußstellungen durch Bewegen des Kugeltisches hergestellt und deren Belastung gemessen. – Die Ergebnisse sind in Tabelle III.3.2. dargestellt. Auch diese Ergebnisse bestätigen die Ergebnisse HÖNIGSCHMIEDS.*
Bei den ***Belastungsversuchen*** *zeigen sich deutlich Unterschiede bei den einzelnen Fußstellungen.*

Zum einen zeigen sich Belastungsunterschiede der einzelnen Aspekte des Naviculares in Abhängigkeit von der Stellung des Taluskopfes zum Naviculare und der Belastung des Bandapparates. Zum anderen sprechen die maximale Längenänderung und die Anstiegssteilheit der Kraft für eine unterschiedliche Belastung in den einzelnen Fußstellungen.
Sie ist bei **Plantarflexion, Pronation** *und* **Plantarflexion + Pronation** *am stärksten.*
Frakturen konnten wir aufgrund langsam statischer Belastung weder makroskopisch noch röntgenologisch nachweisen.

Die Auswirkungen der unterschiedlichen Belastungen des Os naviculare pedis bei den einzelnen Fußstellungen und deren Beteilung an Frakturen wird in Teil D ausführlich besprochen.

T E I L D

Ausführliche Besprechung der in unseren Untersuchungen gewonnenen Resultate

vorgelegt von: Rolf Junker
und
Eugen Breimann

I. Vergleich mit den in der Literatur bekannten Bruchmechanismen

Wie bereits oben aufgeführt, unterscheidet FINSTERER in **direkte** und **indirekte Bruchmechanismen**. Bei den viel selteneren **direkten Bruchmechanismen** gibt er als **Ursache** das Auffallen schwerer Lasten auf den Fußrücken oder ein Überfahrenwerden an. Seiner Meinung nach kommt es nach Abflachung des Fußgewölbes dadurch zur Fraktur, daß das Naviculare zwischen auffallender Last und der Unterlage zerquetscht wird, weil es ja als Schlußstein des Fußgewölbes sehr viel höher steht.
Diese Theorie dürfte unserer Ansicht nach wesentlich einleuchtender sein, als die Meinung von HOFFMANN, nach der es zunächst zu einer Verminderung der Spannung des Fußgewölbes kommt, wodurch die Verbindungen gelockert werden, und es infolge von Verschiebungen von Talus und Naviculare zueinander zur Fraktur kommt.
Wie auch MAIN und JOWETT berichten, verursachen **direkte Mechanismen**, die sie als **"Crash-group"** zusammenfassen, unspezifische Zertrümmerungen des Naviculare, wohingegen bei Verschiebungen zwischen Talus und Naviculare es eher zu einer Abschlagfraktur kommen dürfte.
Bei den **indirekten isolierten Brüchen** werden von FINSTERER beispielsweise **Stürze aus bedeutender** Höhe oder ein Auftreffen des **plantarflektierten Fußes beim Sprung** angegeben. er weist auf die **Wichtigkeit der Fußstellung zum Zeitpunkt des Auftreffens** hin: "Bei plantarflektiertem Fuß kommt es bei Zerreißung der dorsalen Bänder zur Luxation des talo-navicularen Gelenkes."
Bei teilweiser Zerreißung der Bänder soll sich der Taluskopf an den unteren Teil des Naviculare stemmen und diesen frakturieren.

HÖNIGSCHMIED hat bei **gewaltsamer Plantarhyperflexion** lediglich in einzelnen Fällen Zerreißungen der **dorsalen Bänder** angegeben. Dafür zerreißt fast immer das **Lig. deltoideum**.
Wir haben bei der **Plantarflexion** ohne Belastung immer eine **Dehnung** des **Os naviculare pedis** gefunden, und zwar **medial stärker als lateral**, was wir auf den Zug der Pars tibionaviculare des Lig.

deltoideum zurückführen. **Unter Belastung** haben wir **medial** eine starke, **lateral** eine geringere **Stauchung** gefunden.
Dieses entspricht auch den Vorstellungen von FINSTERER: bei reiner Plantarflexion kommt es entweder zur **Luxation** oder aber zur **Querfraktur** des Naviculare.
Schwieriger ist es, wenn der Fuß neben der **Plantarflexion auch supiniert** wird. FINSTERER beschreibt dabei eine **Fraktur des Naviculare**, wobei es zusätzlich zu einem bedeutendem **Diastasieren des calcaneocuboidalen Gelenkes kommt.**
HÖNIGSCHMIED fand in drei von 18 Fällen ein bedeutendes Diastasieren des **talo-calcaneo-navicularen Gelenkes**, welches er auf einen Abriß des **Lig. calcaneofibulare** von seiner Insertion zurückführt.
Wir haben bei **Supination** eine **mediale Stauchung bei lateraler Dehnung** festgestellt; dieses trat sowohl bei den Versuchen mit Belastung als auch ohne Belastung auf. Dieses deckt sich mit den oben aufgeführten Ergebnissen von HÖNIGSCHMIED. Daher läßt sich der Abriß des **Lig. calcaneofibulare** auf die **Supinationsstellung** zurückführen. Der Abriß hat eine **Verstärkung der Supination** zur Folge, damit kommt es zu einer Näherung des Talus an den medialen Teil des Naviculare und schließlich zu dessen Fraktur. Das Diastasieren der **Articulatio calcaneocuboidale** dürfte auf den Abriß des **Lig. calcaneofibulare** zurückzuführen sein.
Entsprechend kommt es bei der **Pronation + Plantarflexion mit auftreffendem inneren Fußrand** zur Zerreißung der medialen Gelenkverbindung; der **laterale Aspekt** des Naviculare **frakturiert.**
Bei der **reinen Pronation** haben wir **medial** immer eine **Dehnung, lateral** immer eine **Stauchung** gefunden. Das gleiche gilt für die kombinierte Bewegung **Plantarflexion + Pronation.** Somit können wir also die Ergebnisse von FINSTERER bestätigen. Die **Fraktur des Cuboids** führen wir auf den Riß der Bandverbindungen zwischen Os naviculare und den drei Cuneiformen einerseits, und zwischen Calcaneus und Cuboid andererseits zurück, wie es auch HÖNIGSCHMIED darstellt.
Die **resultierenden Frakturen bei Plantarflexion + Reflexion** sowie bei

Auftreffen von Lasten auf die Ferse, wenn der Fuß auf dem Boden ruht, dürften auf den gleichen Mechanismus zurückzuführen sein. Dies entspricht einer **direkten axialen Kompression des Naviculare,** welches als kürzester und breitester Knochen zwischen Talus und den Cuneiformen zerstaucht wird.
LEHMANN und ESKELES stellen einen **transversalen Navicularbruch** vor, zu dem es durch einen Sturz vom Dach **bei forcierter Plantarflexion kam.** Sie führen die Fraktur auf folgenden Mechanismus zurück: Es kam zunächst zu einem **Riß der dorsalen cuneinavicularen Bänder;** daraufhin wirkt der untere scharfe Winkel des Cuneiforme mediale als einziger Druckpunkt auf die distale Gelenkfläche, wird in das Naviculare hineingetrieben und frakturiert dieses. Dieser Mechanismus deckt sich im wesentlichen mit demjenigen von MAIN und JOWETT und soll dann auch in diesem Zusammenhang besprochen werden.

EICHENHOLTZ und LEVINE geben an, daß **Tuberositasabrisse** durch **Torsionsverletzungen** zustande kämen. Sie halten es für wahrscheinlich, daß nicht der **Musculus tibialis posterior** seinen Ansatz aus dem Naviculare abreißt, sondern das **Lig. talonaviculare plantare,** verstärkt durch das **Lig. deltoideum,** dafür hauptsächlich verantwortlich sei. Allerdings verursacht eine Spannung des **Lig. deltoideum** ebenso eine Dehnung des **Musculus tibialis posterior,** welcher daraufhin durch übermäßige Kontraktion seinen Ansatz vom Naviculare reißen kann. Auf diese Weise sind ebenfalls Corticalisabrisse möglich, indem die **Pars tibionavicularis** einen Teil seines Ansatzes von der dorsalen Navicularoberfläche herausreißt.
Eine eindeutige Beurteilung und Klärung bzgl. der Ansichten von EICHENHOLTZ und LEVINE war anhand unserer Untersuchungen nicht möglich.
EICHENHOLTZ und LEVINE beschreiben, daß durch den entgegengesetzten Zug der **plantaren und dorsalen Bänder** auch **Navicularkörperbrüche** oder gar **Zertrümmerungen** möglich seien.
Wir halten dieses für unwahrscheinlich, da aufgrund der unterschiedlichen Stärke der Bänder es wohl eher zu Zerreißungen

kommen wird, wobei unseres Erachtens nach, die Verschiebungen zwischen Naviculare und Talus bzw. Naviculare und Cuboideum zur Fraktur führen.

Ein von DEWAR und EVANS geschilderter Fall ist in Beziehung zu setzen mit dem von FINSTERER beschriebenen Sturz, wobei sich der Fuß in **Plantarflexion + Pronation** befand. Sie berichten über ein Ereignis, bei dem durch **Abduktion** eine **Abrißfraktur der Tuberositas ossis naviculare** entstand; daraus resultierend kam es zur **Fraktur des calcaneocuboidalen Gelenkes.** Bei beiden Verletzungen verliert der Fuß zunächst seinen medialen Halt; die zusätzliche Komponente wird dadurch forciert und verursacht auf diese Weise die **Verletzung im calcaneocuboidalen Gelenk.**

Bei den Bruchmechanismen von MAIN und JOWETT halten wir die fehlende Unterteilung in **direkte** und **indirekte Bruchmechanismen** für ungünstig. Die Einteilung nach der Einwirkungsrichtung der Kraft ist kompliziert und nicht eindeutig. Die in **medialer Richtung** einwirkenden Kräfte treten sowohl bei **Inversion,** bei **Pronation** als auch bei **Abduktion** auf, wobei man an die indirekten Mechanismen denkt. Der geschilderte Mechanismus bei **medialen Stauchungsfrakturen** entspricht wohl einer direkten Krafteinwirkung, da durch Inversion keine Verletzung der Bänder im Chopart'schen Gelenk zu erwarten sind.
Die **Subluxations- und Dislokationsfrakturen** entsprechen einer zusätzlichen Abduktionsbewegung; die entsprechenden Resultate von DEWAR und EVANS dürften hier den Mechanismus treffender darstellen.
Die durch Stürze bedingten **Dislokationsfrakturen** mit Verdrehungen im talonavicularen Gelenk dürften, wie bei FINSTERER beschrieben, durch Zerreißungen der Bänder bei anschließend einwirkender nach medial gerichteter Kraft zustande kommen. Es stellt sich hier kein neuer Mechanismus dar.
Interessant ist die Beschreibung der Mechanismen bei **longitudinal einwirkenden Kräften.** MAIN und JOWETT führen die einzelnen

Frakturlinien darauf zurück, daß das Naviculare zwischen dem Talus und den Cuneiformen zerquetscht wird. In Abhängigkeit von der Stärke der Kraft und der Einwirkung entlang der Fußstrahlen resultieren bestimmte Frakturlinien, den Grenzen der intercuneiformen Gelenke entsprechend. Wir sehen in diesem Mechanismus eine Quantifizierung der Angaben FINSTERERS.

Da die Auswirkungen auf einen bestimmten Fußstrahl im Wesentlichen durch zusätzliche Pro- bzw. Supinationsbewegungen zustande kommen, decken sich die Beschreibungen von MAIN und JOWETT mit denen FINSTERERS (bei Plantarflexion und Pronation frakturiert der laterale Aspekt; bei Plantarflexion und Supination frakturiert der mediale Aspekt).

Da wir am isolierten Os naviculare pedis keine strukturellen Unterschiede gefunden haben und am Leichenbein das entsprechende Verhalten des Fußes unter Belastung experimentell verifizieren konnten, dürfte feststehen, daß einzig die ***Fußstellung zum Zeitpunkt des Auftreffens****, der einwirkenden Kraft und die* ***Festigkeit der Bänder*** *für die Art der Verletzung verantwortlich sind. Somit läßt sich auch der von LEHMANN und ESKELES beschriebene Mechanismus erklären.*

Weiterhin beschreiben MAIN Und JOWETT, daß bei einer Krafteinwirkung, bei der der Fuß "zur Zeit des Aufpralles weniger plantarflektiert ist", möglicherweise noch eine Dorsalflexionskomponente hinzukommt. Resultat sei eine ***Transversalfraktur*** *unter Zertrümmerung der Pole von B und C mit anschließender Dislokation des intakten Segmentes. - Dieses ist wohl auch der Fall bei einer Zerreißung der Bänder. Der Talus subluxiert und frakturiert das Naviculare. (FINSTERER)!*

Analog dazu kann man bei den ***lateralen Kräften*** *behaupten, daß die indirekten Mechanismen durch Eversion, Supination und Adduktionsbewegungen zustandekommen. Die weiteren Aussagen, die von MAIN und JOWETT getroffen werden, decken sich mit denen anderer Autoren.*

Die von ihnen geschilderten Brüche bei ***plantaren Kräften*** *sowie die* ***"crash-group"*** *entsprechen* ***direkten*** *Frakturen.*

Noch zu besprechen sind die Frakturen des Os naviculare pedis unter ***relativ geringen Krafteinwirkungen****, wie sie von verschiedenen Autoren beschrieben wurden.*

Hierzu zählen wir auch die von Krahl beschriebene ***"Ermüdungsfraktur des Kahnbeins*** *beim Absprung zum Phosbury-Flop".*

Diese Fälle sind nicht ganz einfach zu erklären, zumal jeweils pathologische Frakturen bzw. Skelettvarietäten in Form des Os naviculare bipartitum oder des Os tibiale externum ausgeschlossen werden müssen.

Allerdings zeigen die Ergebnisse aus Teil B, daß es unter frequenter Belastung des Naviculare zu schallemissionsanalytisch nachweisbaren Mikrorissen gekommen ist. Auf die Bedeutung von ***Relaxation*** *und* ***Erholung*** *in diesem Zusammenhang ist hingewiesen worden.*

Das "Postulat" von LEHMANN und ESKELES, saß es wohl kaum bei "intakten" Bändern zur Navicularfraktur kommt, müßte insofern eingeschränkt werden, daß es durch gewisse Häufung von unphysiologischen Bewegungen sowohl zur Schädigung der Knochensubstanz als auch zu Verschleißerscheinungen des Bandapparates kommen kann, die dann das Auftreten von Ermüdungsfrakturen begünstigen. Ein Zusammenhang zu den Tanzschäden des Os naviculare (HÄGLUND) oder den Corticalisrissen (EICHENHOLTZ und LEVINE) beim Tragen von hochhackigen Schuhen scheint unverkennbar. Dabei scheint die ***Eversion*** *die größte Rolle zu spielen.*

Als Prototypen wollen wir hier die von KRAHL geschilderte ***"Ermüdungsfraktur des Kahnbeins in der Absprungphase des Phosbury-Flop"*** *besprechen, da diese entsprechenden Fußbewegungen detailliert vorliegen.*

Die einzelnen Phasen des Absprunges sind hier noch einmal kurz aufgeführt:

"1. bei dem bogenförmigen ***Anlauf*** *liegt der Absprungpunkt je nach Geschwindigkeit und Höhe zwischen 70 und 90 cm von der Latte entfernt, die Längsachse des Sprungfußes bildet mit der Latten-*

ebene einen Winkel zwischen den Extremwerten von 0 Grad und 60 Grad.

2. Im Moment des **Aufsetzens der Ferse** steht das obere Sprunggelenk in Mittelstellung bis zu eben beginnender **Dorsalflexion**.
3. Der **Fersenkontakt** erfolgt mit **Fußaußenrandbetonung**.
4. Staucheffekt mit **passiver Pronation der Ferse** und zunehmender **Plantarflexion im oberen Sprunggelenk**.
5. Vollständiger **Sohlenkontakt bei Pronation des gesamten Fußes**.
6. Deutlich sichtbare, nach medial gerichtete Verformung, teilweise mit kurzem Abheben des lateralen Schuhrandes; besonders auffällig bei ungeeignetem Schuhwerk mit fehlender medialer Abstützung und lattenparallelem Einstemmen.
7. Unterschiedlich lange Stützphase in Abhängigkeit von der Technik.
8. Nach Beendigung der Stützphase verläßt die Ferse als erste den Boden, wobei ein allmählicher **Ausgleich der Rückfußpronation** erfolgt.
9. Zunehmende **Plantarflexion** bis zur Endstellung bei Mittelstellung im oberen Sprunggelenk.
10. Rotation des Körpers um die Unterschenkelachse nach außen, passiver Adduktionseffekt auf den **Vorfuß**, bevor die Fußspitze den Boden verläßt.
11. Nach dem Abheben steht die Fußlängsachse in der endgültigen Fußstellung, und zwar in mehr als 90° zur Aufsetzebene." KRAHL (1978).

Der entscheidende Moment dürfte während der **Pronationsstellung des gesamten Fußes bei gleichzeitig beginnender Plantarflexion** liegen.

Die von uns durchgeführten Experimente zeigen bei weit weniger extremen Stellungen eine **Stauchung des lateralen Aspektes bei starker medialer Dehnung**.

Wie bereits erwähnt, beschreibt FINSTERER bei Stürzen in dieser Fußstellung eine **Fraktur des lateralen Aspektes des Naviculares**.

Hinzukommt, daß die Kraftübertragung bei **Plantarflexion + Pronation** unmittelbar erfolgt, was aus unseren Versuchen (Abb.: III.3.10.) ebenfalls hervorgeht.

Die veröffentlichte Röntgenaufnahme zeigt eine ***Längsfraktur*** *im Bereich des Gelenkspaltes zwischen Os cuneiforme intermediale und laterale.*
Nach MAIN und JOWETT entspricht dieses der ***Frakturlinie F 1.*** *Wenn man von der Beteiligung des calcaneocuboidalen Gelenkes absieht, daß bei großer Gewalteinwirkung ebenfalls frakturiert, ist das exakt der Mechanismus, welcher bei Stürzen aus großer Höhe auftritt.*

Wir müssen also davon ausgehen, daß es auch unter geringeren Gewalteinwirkungen zu Naviculardfrakturen kommen kann, wenn die Fußstellung eine ***unmittelbare Kraftübertragung*** *zuläßt und vorher eine* ***frequente Belastung*** *stattgefunden hat.*
Ein striktes verwerfen dieser These ist daher unbegründet.

II. Ein neues Modell zur Äthiopathogenese der Naviculafraktur

Wie wir bereits gesehen haben, existieren eine ganze Reihe von z.T. widersprüchlichen Vorstellungen über die Bruchmechanismen am Os naviculare pedis. Unserer Ansicht nach lassen sich diese auf einige wenige reduzieren.

Wir sind der Auffassung, **daß eine Einteilung in direkte und indirekte Gewalteinwirkungen** gewahrt bleiben muß.

Der **direkte** Mechanismus der isolierten Naviculafraktur besteht, wie wir mit FINSTERER übereinstimmen, in einer Abflachung des Längsgewölbes, wobei das Naviculare zwischen Last und Unterlage zerquetscht wird. Ursache für solche Frakturen ist beispielsweise das Auftreffen schwerer Lasten auf den Fußrücken (FINSTERER) oder ein Überfahrenwerden des Fußes (MAIN und JOWETT). Die resultierenden Frakturen sind unspezifische Zertrümmerungen ohne konstante Merkmale.

Frakturen des Naviculare, bei denen zusätzlich andere Knochenbrüche als Folge einer massiven direkten Gewalteinwirkung entstehen, brauchen hier nicht diskutiert zu werden.

Bei den **indirekten Frakturmechanismen** sollte man kleinere und größere Gewalteinwirkungen unterscheiden.

Bei den **kleineren** Gewalteinwirkungen dürfte die **Eversion** bei festgestelltem Rückfuß (siehe EICHENHOLTZ und LEVINE), sowie die **Plantarflexion + Pronation** (siehe KRAHL) und die entsprechenden Alterationen des Bandapparates, sei es durch Verschleiß, sei es durch direkten Riß, für die Frakturen verantwortlich sein. Folgen sind zumeist **Tuberositas- bzw. Corticalisabrisse.** Ein erklärendes Beispiel dazu hat KRAHL vorgestellt.

Bei den **indirekten Mechanismen** unter größerer Gewalteinwirkung spielt der Sturz aus großer Höhe die entscheidende Rolle. Hier kommt, wie FINSTERER bereits festgestellt hat, der **Fußstellung zum Zeitpunkt des Auftreffens die größte Bedeutung zu.**

Bei der **reinen Plantarflexion** kommt es bei noch "intakt" gebliebenem Bandapparat zur Subluxation des Talus und zur Transversal-

fraktur (FINSTERER, MAIN und JOWETT). Reißen bei der Plantarflexion die dorsalen Bänder, kommt es zur Luxation des Talonaviculargelenkes.
Ist der Fuß neben der Plantarflexion zusätzlich noch supiniert, kommt es zur Fraktur des medialen Aspektes des Naviculare, mit bedeutender Diastase im calcaneocuboidalen Gelenk.
Hingegen führt eine Gewalteinwirkung, wenn der Fuß plantarflektiert und proniert ist, zur Zerstörung der medialen Gelenkverbindung und zur Fraktur des lateralen Aspektes des Os naviculare pedis.
Mit MAIN und JOWETT führen wir diese Brüche auf die Gewalteinwirkung auf bestimmte Fußstrahlen zurück, und damit auf die Zerquetschung durch die Cuneiforme. Das Schema für longitudinale Kräfte in Abhängigkeit von der Fußstellung gewinnt damit an Gültigkeit. Trifft eine schwere Last auf den am Boden ruhenden plantarflektierten Fuß auf, ist der Mechanismus derselbe.
Ergänzen möchten wir hier noch den von DEWAR und EVANS beschriebenen Tuberositasabriß durch Abduktionsstellung des Vorfußes beim Sturz, wobei es durch Vermehrung der Abduktion zu einer Fraktur des calcaneocuboidalen Gelenkes kommt.

Die kompliziert erscheinende Pathogenese der Navicularfraktur bei den indirekten Verletzungen läßt sich auf ein einfaches Modell zurückführen.

Bleibt bei reiner Plantarflexion der Bandapparat intakt - teilweise Zerreißung der Bänder - so erfolgt eine Subluxation des Taluskopfes mit resultierender Transversalfraktur.
Bei reiner Plantarflexion mit vollständigem Riß der Bänder kommt es zur Subluxation des Talonaviculargelenkes. Kommen zusätzliche Fußbewegungen hinzu (z.B.: Pronation oder Abduktion), dann kommt es durch den Riß des Bandapparates zu einer Forcierung dieser Haltung und zu zusätzlichen Verletzungen.

ZUSAMMENFASSUNG

Frakturen des Os naviculare pedis sind seltene, aber häufig mißgedeutete Ereignisse.
Über den Mechanismus dieser Frakturen herrscht ebenso Uneinigkeit, wie über deren Klassifikation. Wir haben im folgenden Frakturen des Os naviculare pedis wie folgt unterschieden:

1. *Tuberositasabrisse*
2. *Frakturen des Navicularkörpers*
   a) *Corticalisabrisse*
   b) *Transversalfrakturen*
   c) *Longitudinalfrakturen*
3. *Luxation des Talonaviculargelenkes*

Ziel dieser Arbeit war es, weitere Daten zu erheben, die zur Charakterisierung des Bruchmechanismus notwendig sind.

Dazu haben wir zum einen isolierte Naviculare verwendet, um die rheologischen Eigenschaften des Knochens zu ermitteln, zum anderen wollten wir die bei den einzelnen Fußpositionen auftretenden Belastungen am Naviculare messen und die gewonnenen Ergebnisse mit den bereits bekannten Bruchmechanismen vergleichen.

Zur Untersuchung der rheologischen Eigenschaften des Knochens benutzten wir 48 isolierte Naviculare, die wir aus Obduktionen gewonnen haben.
Ein ***Einbettverfahren*** *zur Untersuchung des gesamten Knochens wurde vorgestellt. Dadurch waren wir in der Lage, axiale Kompressionen vorzunehmen.*
Als Meßmethoden wählten wir zum einen ***Foliendehnungsmeßstreifen zur Spannungsanalyse*** *und zum anderen die* ***Schallemissionsanalyse.***

Wir haben die Knochen untersucht:

1. hinsichtlich ihres **Relaxations-** bzw. **Erholungsverhaltens**
2. in bezug auf ihr **Verhalten unter frequenter Belastung**
3. hinsichtlich ihrer **Längenänderung unter kontinuierlich steigender Belastung**
4. bezüglich ihres Verhaltens mit Hilfe des **Talus als Kraftübermittler.**

Hinsichtlich der **Relaxation** konnten wir die in der Literatur bekannten Ergebnisse bestätigen. Außerdem fanden wir, daß bei Wiederholung die Relaxation abnimmt.
Mit Hilfe der SEA ließ sich nachweisen, daß Schallimpulse nur bei Be- bzw. Entlastung, nicht aber bei Relaxation und Erholung auftraten.
Die Möglichkeit der **Beteiligung der Erholung an Ermüdungsfrakturen** des Os naviculare wurde diskutiert.
Unter **frequenter Belastung** konnten wir ab 4,1 KN (extern zugeführter Kraft) erste Anzeichen **plastischer Verformung** sowohl durch die **Spannungsanalyse** als auch durch die **SEA** nachweisen.
Durch die **Belastungsversuche unter kontinuierlich steigender Kraft** konnten wir keine makroskopisch und röntgenologisch faßbaren Frakturen nachweisen. Wohl aber ließ sich unter hoher Belastung das Auftreten von **Mikroläsionen** vermuten.
Sowohl die DMS als auch die SEA zeigten übereinstimmend das erfolgte Einsetzen **plastischer Verformung** an. Die Versuche mit dem **Talus als Kraftüberträger** brachten qualitativ die gleichen Ergebnisse wie bei den Versuchen mit der Einbettmasse.

Zur Untersuchung der **Belastung in den einzelnen Fußpositionen** verwendeten wir 5 frisch amputierte Beine, die wir in einem **eigens dafür entwickelten Modell** testeten. - Die axiale Kompression wurde mit derselben Kraftmaschine durchgeführt, mit der wir die isolierten Naviculare untersuchten.
Die resultierende Belastung am Os naviculare wurde durch Folien-dehnungsmeßstreifen aufgezeichnet.

Die in den **Vorversuchen** ermittelten Ergebnisse bestätigen die Versuche von HÖNIGSCHMIED.

Durch die **Belastung in den einzelnen Fußstellungen** konnten wir deutlich Unterschiede aufzeigen. Es ergeben sich auch deutliche Belastungsunterschiede der einzelnen Aspekte des Naviculares, in Abhängigkeit von der Stellung des Taluskopfes und der Belastung durch den Bandapparat.

Die Bruchmechanismen der einzelnen Autoren wurden hinsichtlich unserer Ergebnisse diskutiert und im wesentlichen bestätigt.
Ein **Modell zur Athiopathogenese der Navicularfraktur,** das sowohl die in der Literatur bekannten Bruchmechanismen als auch unsere experimentellen Ergebnisse berücksichtigt, wurde vorgestellt.

D A N K S A G U N G

Zunächst bedanken wir uns herzlich bei ***Herrn Professor Dr. med. K.-P. SCHULITZ*** *für die freundliche Überlassung dieses Themas sowie für die erhaltene Unterstützung bei Durchführung und Durchsicht der Arbeit.*

Danksagen möchten wir auch ***Herrn Oberarzt Dr. med. E. HILLE*** *für seine vorbildliche Hilfe bei der Durchsicht des Materials und bei der Abfassung der Arbeit.*

Weiterhin zu großem Dank verpflichtet sind wir ***Herrn Professor Dr. G. MOSLE*** *und seinen Mitarbeitern der TU Duisburg, insbesondere* ***Herrn Dipl.-Ing. B. WELLENKÖTER*** *für die Benutzung ihrer Einrichtung und die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.*

Quellenverzeichnis

1. Arnold, G. und Quakulinski, R.
Relaxation und Erholung menschlicher Mittelfußknochen unter mechanischer Beanspruchung.
Arch. orthop. Unfall-Chir., 73, 19; 1972

2. Benninghoff/Goertler
Lehrbuch der Anatomie des Menschen
Urban & Schwarzenberg, München, 1978

3. Cave, E.F.
Fractures and other Injuries
The Tear Book, Chicago, 1958

4. Chamay, A.
Mechanical and morphological aspects of experimental overload and fatigue in bone.
J. Biomech., Vol. 3, S. 263-70, 1970

5. Day, A.J.
The Treatment of Injuries to the tarsal Navicular
J. Bone Joint Surg: 29 (B), 359; 1947

6. Dempster, W.T.
Tensile strenght of Bone along and across the grain

7. De Palma, A.E.
The Management of Fractures and Dislocations
An Atlas, Philadelphia, W.B. Saunders Co.; 1959

8. Deutschländer
Über Verrenkungsbrüche des Os naviculare pedis
Bruns Beitr. Klin. Chir., Vol. 57, 1907

9. Dewar, F.P., Evans, D.C.
Occult Fracture subluxation of the midtarsal Joint
J. Bone Joint Surg: 50 (B) (2), 1968

10. Digiovanni, J.E.
Normal Biomechanics of the adult Rearfoot
J Am Pod Assc, Vol: 66 (11); 1968

11. Downing, J.W., Klein, S.J.
The axis of motion of the Rearfoot complex
J Am Pod Assc., Vol.: 68 (7), 1978

12. Eichenholtz, S.N., Levine, D.B.
Fractures of the tarsal navicular Bone
Clin. Orthop. and Rel. Research, Vol.: 34, 1964

13. Finsterer
Ueber Verletzungen im Bereich der Fußwurzelknochen mit besonderer Berücksichtigung des Os naviculare
Bruns Beitr. Klin. Chir., Vol.: 59, 125-67, 1908

14. Fischedick, I.L.
Zur Differenzialdiagnose der isolierten Kahnbeinfraktur des Fußes
Med. Diss., Düsseldorf, 1950

15. Hoffmann, K.
Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik: Die Messung elementarer Belastungsfälle mittels DMS
Druckschrift, VN 73002 (1973), Höttinger Baldwin GmbH

16. Hoffmann, K.
Ursache temperaturabhängiger Nullpunkts- und Empfindlichkeitsveränderungen bei DMS-Aufnehmern
VDI-Berichte, 137 (1973), VDI-Verlag, Düsseldorf

17. Hoffmann, K.
Der Temperaturgang von Dehnungsmeßstreifen und die Beseitigung seines Anteiles an Meßergebnissen
TZ f. prakt. Metallbearb., 56 (1962), Verl. Großmann, Stuttgart

18. Hönigschmied
Leichenexperimente über die Zerreißung der Bänder im Sprunggelenk mit Berücksichtigung der Entstehung der indirekten Knöchelfraktur
Deutsche Zeitschrift f. Chir., Bd. 8; 1877

19. Hoffmann, A.
Über die isolierte Fraktur des Os naviculare tarsi
Bruns Beitr. Klin. Chir., Vol.: 59; 1908

20. John, Reiner
Schallemissionsanalyse Phänomen - Ursachen - Anwendungen
Informationsschrift der Firma Nucem, 1978

21. Jourdan, W.
Über Brüche der Fußwurzelknochen
med. Diss., Düsseldorf, 1935

22. Kaiser
Untersuchungen über das Auftreten von Geräuschen beim Zugversuch
Diss., TH München, 1950

23. Krahl, H.
Kinematographische Untersuchungen zur Frage der Fußgelenkbelastung und Schuhversorgung des Sportlers
Orthop. Praxis, 11 / XIV, 821-24; 1978

24. Lafferty, J.F.
Analytical model of the fatigue characteristics of Bone
Aviation Space env. med.; 49 (1); 1978

25. Lanyon, L.E.
Experimental report for the trajectorial theory of Bone structure
J. Bone Joint Surg., Vol.: 56 (B), 1974

26. Lanyon, L.E.
Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft
Acta orthop scand, Vol.: 46, 1975

27. Lehmann, E.P., Eskeles, H.
Fractures of the tarsal scaphoid
J. Bone Joint Surg, Vol.: 10 (B), 1928

28. Lemmen
Die Brüche des Fersenbeins
Med. Diss., Bonn, 1900

29. Lilienfeld
Zeitschrift f. orthop. Chir., 18, 1907

30. Haeglund
Zeitschrift f. orthop. Chir., 16 / 347, 1906

31. Loison
Fracture et enucléation imcomplête du scaphoide du pied
Bull et mém, de la soc. de chir. de Paris; 1901

32. Main, B.J., Jowett, R.L.
Injuries of the midtarsal Joint
J Bone Joint Surg, Vol.: 57 (B), 1975

33. Manter, J.T.
Movement of the subtalar and the transverse tarsal Joints
Anat. Rec., Vol. 80, 1941

34. Marti, T.
Die Skelettvarietäten des Fußes
Prakt., Beitr., Orthop., Vol.: 21, 1947

35. Pfitzner
Die Variationen im Aufbau des Fußskeletts
Morphologische Arbeiten, Bd. 7; 1896

36. Sedlin, E.D.
A rheologic model for cortical Bone
Acta orthop. scand., Suppl., 83

37. Subotnik, S.I.
Biomechanics of the subtalar and midtarsal Joints
J AM Pod Assc., Vol.: 65 (8); 1975

38. Sobotta/Becher
Atlas der Anatomie des Menschen
Urban & Schwarzenberg, München, 1972

39. Vidt, L.; Marks, J.; Brown,F.
Fatigue Fractures
J Am Pod Assc., Vol.: 68 (5); 1978

40. v. Volkmann, R.
Zur Anatomie und Mechanik des Lig. calcaneonaviculare plantare sensu strictorii
Anat. Anz., Bd. 4; 1973

41. Watson-Jones, Sir R.
Fractures and Joint Injuries
Churchill Livingstone, S. Ed. Edinburgh, London; 1976

42. Wiley, J.J.
The mechanism of tarso-metatarsal Joint Injuries
J Bone Joint Surg, Vol.: 57 (B) (3), 1971

43. Wilson, D.W.
Injuries of the tarso-metatarsal Joint
J Bone Joint Surg, Vol.: 54 (B) (4), 1972

44. Wood-Jones
Function and structure as seen in the Foot

45. Yale, J.
A statistical analysis of 3657 consecutive fatigue fractures of the lower Extremities
J Am Pod Assc., Vol.: 66 (10); 1976

46. Yamada, H.
Strenght of biological materials
William & Wilkins Co., Baltimore, Md. 1970

B I L D Q U E L L E N V E R Z E I C H N I S

Abb. I.2.1.: entnommen aus: Wood-Jones
Function and structure as seen in the Foot

Abb. I.2.2.: Eigenanfertigung

Abb. I.3.1.: entnommen aus Sobotta/Becher
Atlas der Anatomie des Menschen
Urban & Schwarzenberg, München, 1972

Abb. I.3.2.: entnommen aus: Benninghoff/Goertler
Lehrbuch der Anatomie des Menschen
Urban & Schwarzenberg, München, 1978

Abb. I.4.1.: entnommen aus Dewar and Evans
Occult Fracture subluxation of the midtarsal Joint
J. Bone Joint Surg.: 50 (B) (2), 1968

Abb.: I.4.2.: entnommen aus: Krahl, H.
Kinematographische Untersuchung zur Frage der Fußgelenksbelastung und Schuhversorgung des Sportlers
Orthop. Praxis,11/XIV, 821-24; 1978

Abb.I.4.4.: entnommen aus: Main, B.J., Jowett, R.L.
Injuries of the midtarsal Joint
J. Bone Joint Surg., Vol.: 57 (B), 1975

Abb. II.2.1. Eigenanfertigung

Abb. II.2.2.: entnommen aus: Main and Jowett
Injuries of the midtarsal Joint
J. Bone Joint Surg., Vol. 57 (B), 1975

Abb. II.2.3.: entnommen aus: Informationsschrift der Fa. Roell + Korthaus

Abb. II.2.4.: entnommen aus: John, Reiner
Schallemissionanalyse, Phänomene-Ursachen-Anwendungen
Informationsschrift der Fa. Nucem, 1978

Abb. II.2.5.: entnommen aus John, Reiner
Schallemissionsanalysen, Phänomene-Ursachen-Anwendungen
Informationsschrift der Fa. Nucem, 1978

Abb. III.1.1.: mod. nach Hoffmann
Die Messung elementarer Belastungsfälle mittels DMS
Druckschrift VN 73002 (1973), HBM

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Rolf Junker, daß ich meinen Teil der Arbeit selbständig und ohne Inanspruchnahme unerlaubter Hilfe verfaßt habe, die vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt wurde und ich erstmals die Zulassung zur Promotion beantrage.

Düsseldorf, den 15.5.1982

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Eugen Breimann, daß ich meinen Teil der Arbeit selbständig und ohne Inanspruchnahme unerlaubter Hilfe verfaßt habe, die vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt wurde und ich erstmals die Zulassung zur Promotion beantrage.

Duisburg, den 15.5.1982

Lebenslauf

Ich, Eugen Breimann, wurde am 11.9.1955 in Bochum als Sohn des Arztes Dr. Albert Breimann und seiner Ehefrau Anne geboren.
Von 1962-1966 besuchte ich die Volksschule in Duisburg-Beeck.
1966 wechselte ich auf das Clauberg-Gymnasium in Duisburg-Hamborn, an dem ich 1974 mein Abitur bestand. Im selben Jahr begann ich eine Ausbildung zum Medizinisch-Technischen Assistenten im Knappschaftskrankenhaus Bochum-Langendreer, die ich 1976 mit dem Staatsexamen abschloß.
Nach einer kurzen Tätigkeit im Laboratorium des St.-Johannes-Hospitals in Duisburg-Hamborn, studiere ich seit dem Sommersemester 1977 in Düsseldorf Medizin. Das Physikum bestand ich im März 1979, den ersten Teil des Staatsexamens im März 1980 und den zweiten Teil des Staatsexamens im März 1982. Zur Zeit bin ich im Praktischen Jahr an den Evangelischen Krankenanstalten in Duisburg-Nord tätig.

Lebenslauf

Ich, Rolf Junker, wurde am 28.3.1954 in Düsseldorf als Sohn des Verwaltungsangestellten Rudolf Junker und seiner Frau Elisabeth, geb. Kroll, geboren.

In der Zeit von Ostern 1960 bis Ostern 1965 besuchte ich die Katholische Volksschule an der Helmutstraße in Düsseldorf. Nach der fünften Klasse besuchte ich die Werner-von-Siemens-Realschule in Düsseldorf und erhielt dort die Mittlere Reife.

Vom 1.8.1970 bis zum Juli 1973 erhielt ich bei der Firma Henkel und Cie GmbH die Ausbildung zum Chemielaboranten, die ich im Juli 1973 vor der Industrie- und Handelskammer Düsseldorf erfolgreich bestand.

Um meine Hochschulreife zu erlangen, besuchte ich in der Zeit vom 1.8.1973 bis zum Dezember 1975 das Erzbischöfliche-Friedrich-Spee-Kolleg in Neuss, wo ich am 12.12.1975 mein Abitur erfolgreich bestand.

Den Grundwehrdienst leistete ich in der Zeit vom 1.4.1976 bis zum 30.4.1977 in München und Düsseldorf ab.

Seit dem Sommersemester 1977 habe ich an der Universität Düsseldorf das Medizinstudium aufgenommen. Das Physikum bestand ich im März 1979, den ersten Teil des Staatsexamen im März 1980 und den zweiten Teil des Stattsexamens im März 1982.

Zur Zeit bin ich im Praktischen Jahr am Sankt-Josef-Krankenhaus in Wuppertal-Elberfeld tätig.